

Aus der Abteilung für Zahnersatz

(Leiter: Professor Dr. med. dent. Hermann Kirsten)

der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der
Freien Universität Berlin

Direktor: Professor Dr. med., Dr. med. dent. Ewald Harndt

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE URSACHEN VON SPRÜNGEN UND BRÜCHEN
ZAHNÄRZTLICHER KUNSTSTOFFPROTHESEN

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

an der

Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Siegfried Willi Siegmund

aus Weißenfels

1967

Aus der Abteilung für Zahnersatz (Leiter: Professor
Dr.med.dent. Hermann Kirsten) der Klinik und Poliklinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der
Freien Universität Berlin
Direktor: Professor Dr.med., Dr.med.dent. Ewald Harndt

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE URSACHEN VON SPRÜNGEN UND BRÜCHEN
ZAHNÄRZTLICHER KUNSTSTOFFPROTHESEN

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Siegfried Willi Siegmund
aus Weißenfels

Dekan: Professor Dr.med. Alfred N. W i t t

Referent: Professor Dr.med.dent. Karl E i c h n e r

Korreferent: Professor Dr.med.dent. Christian S c h u l z e

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 4. September 1967

Meinen lieben Pflegeeltern
in Dankbarkeit gewidmet





Disposition

I	Einleitung und Problemstellung	3
II	Literaturübersicht	5
	1. Kautschuk und Kunststoff	7
	2. Werkstoffeigenschaften des Kunststoffes.	11
	A. Spannungskorrosion	11
	B. Biegefestigkeit, Dauerbiegefestigkeit, Schlagzähigkeit	12
	3. Homogenitätsstörungen.	14
	A. Mikroporositäten	15
	B. Makroporositäten	16
	C. Oberflächen- und Tiefenporositäten	16
	4. Zeitbruch und Metalleinlagen	17
	5. Isoliermittel	18
III	Eigene Untersuchungen	19
	1. Kunststoffoberflächenuntersuchungen	19
	2. Untersuchungen über Lage und Entstehungs- ursachen von Prothesensprüngen und Prothe- senbrüchen	27
IV	Ergebnisse und Diskussion	48
V	Zusammenfassung	62
VI	Literaturverzeichnis	63

I. Einleitung und Problemstellung

=====

In der zahnärztlichen Praxis kommt der Anfertigung von Zahnersatz große Bedeutung zu. Es gibt festsitzenden (Kronen, Brücken) und abnehmbaren (totalen, partiellen) Zahnersatz. In bezug auf das Lückengebiß wird eingeteilt in Freilend-, Schalt- und Kombinationsprothesen. Neben dieser topographischen Einteilung gibt es eine funktionelle, die unterscheidet, ob die Kaudruckübertragung allein durch die Schleimhaut, allein durch das Parodontium der Restzähne oder unter Mitheranziehung einzelner Parodontien erfolgt.

Der Zahnarzt wird bei der Planung von Zahnersatz oft vor eine schwierige Aufgabe gestellt. Zahlreiche Regeln müssen befolgt werden, um eine einwandfrei funktionierende und haltbare Prothese herzustellen.

Wenn wesentliche Gesichtspunkte bei der Konstruktion außer acht gelassen werden, kann es zur Schädigung des Restgebisses und zur Veränderung des Prothesenlagers kommen, was die Sprung- und Bruchbildung der Kunststoffprothese zur Folge haben kann.

Bei Prüfung der Frage, ob eine Prothese aus Kunststoff angefertigt werden soll oder nicht, müssen die Werkstoffeigenschaften des Materials berücksichtigt werden, sonst gibt es Mißerfolge.

Zwar liegen zahlreiche chemische und physikalische Untersuchungen des am häufigsten verwendeten zahnärztlichen Kunststoffes Polymethacrylsäuremethylester vor, doch können sie die klinische Erprobung nicht ersetzen.

Denn diese Untersuchungen geben zwar Auskunft über mechanische Werkstoffeigenschaften und Veränderungen der Kunststoffoberfläche durch das Einwirken von Chemikalien auf genormte Kunststoffblöcke, nicht aber über die Bewährung der Kunststoffprothese gegenüber den vielfältigen, von Fall zu Fall variablen mechanischen und chemischen Einwirkungen in

der Mundhöhle. Mithin sind chemische und physikalische Werkstoffuntersuchungen mit klinischen Untersuchungen zu koppeln, wobei die Ergebnisse von Werkstoffuntersuchungen natürlich die Grundlage der klinischen Untersuchungen bilden.

Untersuchungen und statistische Erhebungen von Prothesensprüngen und -brüchen wurden von verschiedenen Autoren mit unterschiedlicher Fragestellung durchgeführt.

Ursachen, die zum Bruch zahnärztlicher Kunststoffprothesen führen, sind im gesamten Bereich der zahnärztlichen Prothetik, also von der Planung über die Konstruktion bis zur Herstellung und werkstoffgerechten Verarbeitung der Prothese im zahntechnischen Labor, gefunden worden.

Ganz selten kommt nur eine sprung- bzw. bruchauslösende Ursache infrage.

Meist resultieren schon aus der Formgestaltung der Prothese sogenannte "Schwachpunkte", aber auch "Inhomogenitäten" im Prothesenwerkstoff sind bruchauslösende Faktoren. Darüber wird im Hauptteil der vorliegenden Arbeit ausführlich berichtet.

Klinische Nachuntersuchungen von Prothesen aus Kunststoff, die mehrere Jahre lang ohne zwischenzeitliche zahnärztliche Kontrolle getragen wurden, ergaben [ROXLAU (23)], daß diese Prothesen nicht mehr ausreichend der Unterlage aufliegen, weil sich der knöcherne Anteil des Prothesenlagers verändert hat.

Die Gleichgewichtslage der akzessorischen Kaumuskulatur verschiebt sich dadurch; dieses Tonusgleichgewicht muß dann wieder hergestellt werden, weil es die Voraussetzung einer guten Funktionsfähigkeit herausnehmbarer Prothesen, besonders totaler Prothesen im Unterkiefer ist.

Es ist bekannt, daß die knöchernen Anteile, die der Prothese als feste Unterlage dienen, allmählich atrophieren. In solchen Fällen müssen Prothesen unterfüttert werden, um eine Funktionsverbesserung herbeizuführen und einen Bruch

zu vermeiden.

Die Unterfütterung zur Verhütung eines Bruches ist nur dann sinnvoll, wenn sie vor Auftreten des ersten Bruches erfolgt. Es ist deshalb notwendig zu wissen, nach welcher Tragezeit sich das Prothesenlager derart verändert hat, daß mit einem Sprung oder Bruch im Kunststoff zu rechnen ist.

Bei dieser Fragestellung war eine Lücke in der einschlägigen Literatur festzustellen.

Ich habe mir deshalb die Aufgabe gestellt, Kunststoffprothesen nicht nur auf ihren Sprung oder Bruch hin zu untersuchen, sondern auch den Zeitpunkt des ersten Bruches nach Eingliederung der Prothese zu ermitteln.

In der vorliegenden Arbeit soll anhand des Untersuchungsgutes festgestellt werden, wann Kunststoffprothesen vermutlich erstmals springen oder brechen und welche Prothesentypen am bruchgefährdetsten sind.

Die Hauptursachen, die zum Sprung oder Bruch von Prothesen aus Kunststoff führen, sollen herausgestellt und einer kritischen Erörterung unterzogen werden.

Die Frage, ob Sprünge oder Brüche überhaupt vermieden werden können oder ob wenigstens die Häufigkeit solcher Brüche herabgesetzt werden kann, soll eine Antwort erhalten.

II. Literaturübersicht =====

Es erscheint notwendig, einige Begriffe der zahnärztlichen Prothetik, die in der vorliegenden Arbeit häufig wiederkehren, zu erläutern; und zwar die Termini: Kauorgan, Kaufunktion, Prothesenraum und Prothesenlager.

Eine Definition des **K a u o r g a n s** und damit die Aufzählung aller am Kauvorgang beteiligten Einzelorgane gibt WILD (32): "Kauorgan: Gebiß, beide Kiefer, Kiefergelenke, Kaumuskulatur, Zunge, Speicheldrüsen, Muskeln der Lippen

und Wangen".

Wie groß sind nun die Einwirkungen auf das Kauorgan bei Zahnverlust, und inwieweit ist die Prothesengestaltung in ihrer Formgebung ausschlaggebend auf die Wiederherstellung der Kaufunktion? WILD (32) schreibt: "Die Kaufunktion besteht in der Ausübung von Bewegungen und in der Erzeugung von Druck. Man greift also bei der Anfertigung von Zahnersatz in einen bestehenden und gegebenen Bewegungsvorgang ein, indem man die Druckflächen ergänzt oder sogar vollständig ersetzt".

Die Funktion des Kauorgans wird durch Zahnverlust beeinträchtigt. Nach WILD (32) ist "die Funktionseinbuße proportional der Größe des Zahnverlustes".

Bei partieller oder totaler Zahnlosigkeit sind Verdauungsstörungen bzw. Unterernährung die Folge. Die Therapie besteht in der Wiederherstellung der Kaufunktion, d. h. der funktionellen Rekonstruktion des Kauorgans: der Anfertigung von Zahnersatz.

Form und Gestaltung von Prothesen müssen so gewählt werden, daß die Lippen-, Wangen- und Zungenmuskulatur die Prothese mühelos umfassen kann.

STRACK (29) beschreibt verschiedene Tonusgleichgewichtslagen und zwar:

a. Die neutrale Gleichgewichtslage

Die Muskeltonuslage von Lippen- bzw. Wangenmuskulatur und Zunge ist gleich. Die gegeneinander spielenden Muskelgruppen treffen sich über der Kammitte (Inter-alveolarlinie).

b. Die linguale Gleichgewichtslage

Die Lippen- bzw. Wangenkräfte überwiegen die Zungenkräfte. Die Berührungsfläche der Muskelgruppen ist nach lingual verschoben.

c. Die labiale Gleichgewichtslage

Der Tonus der Zungenmuskulatur ist stärker als der der miasmischen Muskelgruppen. Die Berührungsfläche ist nach labial bzw. buccal verschoben.

Diese verschiedenen Gleichgewichtslagen der akzessorischen Kaumuskulatur haben bereits in Ruhe und erst recht während der Muskelfunktion (Sprechen, Kauen, Gähnen, Lachen) einen sehr großen Einfluß auf den stabilen Sitz von Prothesen.

Der P r o t h e s e n r a u m ist nach SCHWINDLING (26) "der Gesamtraum für Ober- und Unterkieferprothese". Bei totalen Prothesen ist der Prothesenraum insofern von Bedeutung, als nur durch seine vollständige Erfassung (Funktionsabdruck) eine optimale Funktionsfähigkeit der Prothese gewährleistet werden kann.

Das P r o t h e s e n l a g e r ist die feste, knöcherne Unterlage der Prothese und zwar: im Oberkiefer der Processus alveolaris maxillae dexter et sinister einschließlich der Tubera und das Palatum durum, im Unterkiefer das Corpus mandibulae mit seinem Processus alveolaris.

Das Prothesenlager verändert sich ständig, weil sich in ihm mehr oder weniger deutliche atrophische Vorgänge vollziehen. Sind sie unterschiedlich, so ist eine Hohlraumbildung zwischen der Prothesenbasis und dem Prothesenlager die Folge. Dadurch wird der Prothesenwerkstoff bei Belastung (Kauen) unterschiedlich biegebeansprucht und ist damit bruchgefährdet.

1. Kautschuk und Kunststoff

1947 hat STRACK (28) eine Arbeit "Für und wider den Kunststoff" veröffentlicht. Der damals noch bevorzugt als Prothesenbasismaterial verwendete Kautschuk gab ihm gute Ver-

gleichsmöglichkeiten zwischen dem alten und dem neuen Werkstoff. STRACK sieht sieben Vorteile des Kunststoffes gegenüber dem Kautschuk:

1. Ästhetisch besserer Effekt.
2. Geschmack- und Geruchlosigkeit.
3. Bessere Schleimhautverträglichkeit.
4. Größere Oberflächendichte, die dem Pilz- und Bakterienwachstum entgegenwirkt.
5. Geringeres spezifisches Gewicht.
6. Leichtere Reparaturmöglichkeit.
7. Intensivere Verbindung mit eingelagerten Metallen.

Diesen Vorteilen steht nur ein Nachteil gegenüber. STRACK (28) schreibt: "... die dem Kautschuk gegenüber geringere Dauerbiegefestigkeit des Kunststoffes ist ein großes Minus des heutigen Kunststoffes. Kunststoffprothesen brechen gehäuft schon nach ein bis zwei Jahren, hingegen Kautschuk erst zwischen acht und zehn Jahren". Prothesen aus Kunststoff brechen häufig bereits nach ein bis zwei Jahren, weil bis dahin die Prothese schon hohl liegt. Dem Zahnarzt wird durch den vorzeitigen Sprung oder Bruch einer Kunststoffprothese die Notwendigkeit einer Unterfütterung angezeigt. Die geringere Dauerbiegefestigkeit des Kunststoffes darf deshalb nicht als so "großes Minus" angesehen werden.

WILDE (33) hat sich im Jahr 1947 ebenfalls zu den Ursachen von Prothesenbrüchen geäußert. Er untersuchte 126 zerbrochene oder gesprungene Prothesen aus Kautschuk und Kunststoff und stellte fest: "Es ist charakteristisch, daß der Bruch da auftritt, wo die Platte anliegt und beim Kauakt starken Biegebeanspruchungen ausgesetzt wird". Eine sogenannte "Inanitionsatrophie" (Hungeratrophie) als Folge der Nachkriegszeit gibt er als Hauptursache an. Auf die unvermeidliche Inaktivitätsatrophie des zahnlosen Alveolarkammes geht er nicht ein. Auch geht aus seinen Un-

tersuchungen nicht hervor, nach welchem Zeitraum die Prothesen gesprungen oder zerbrochen sind. WILDE spricht zwar von "einer etwas längeren Haltbarkeit der Kautschukprothesen", gibt aber keine Vergleichszahlen bekannt.

Ilse RENNEFARTH (22) untersuchte im Jahre 1948 einhundert Prothesen; davon waren 48 aus Kunststoff und 52 aus Kautschuk. Die Aufschlüsselung, nach wieviel Jahren es zum ersten Sprung oder Bruch der Prothese gekommen ist, zeigte, daß über die Hälfte der Kunststoffprothesen (28 Fälle) im ersten bis dritten Jahr nach der Eingliederung brachen. Entsprechende Vergleichszahlen von den 52 Kautschukprothesen nennt RENNEFARTH nicht.

Von ihrem Untersuchungsgut waren 48 das erste Mal, 27 das zweite Mal, 16 das dritte Mal und 9 Prothesen mehr als dreimal gesprungen oder gebrochen. Hierbei stellte RENNEFARTH nur partiellen und totalen Zahnersatz, nicht aber Kunststoff- und Kautschukprothesen, gegenüber.

Als Ursachen der Prothesenbrüche nennt

I. RENNEFARTH:

1. Nichtbeachtung des Kammliniengesetzes.
2. Unterlassung von vorbereitenden Maßnahmen im Restgebiß.
3. Aufstellung der Frontzähne im Deckbiß.
4. Schlotterkamm.
5. Einseitige Belastung der Prothese.
6. Unvollkommene Artikulation.
7. Unterlassene Hohllegung des Torus palatinus.
8. Falsche Klammerkonstruktionen.

Über die Folgen der Inaktivitätsatrophie des zahnlosen Alveolarkammes gibt sie nichts bekannt.

I. RENNEFARTH ist der Auffassung, daß nach dem zweiten Bruch neuer Zahnersatz angefertigt werden müsse.

Dem Hohlliegen des Zahnersatzes, der häufigsten Ursache des Bruches von Kunststoffprothesen, widmete SCHOLZ (24)

besondere Aufmerksamkeit. Um es festzustellen, bediente er sich eines eigenen Verfahrens, das unten näher beschrieben wird.

SCHOLZ untersuchte 100 zerbrochene Kunststoffprothesen und stellte fest, daß im Bereich des Bruches die Dauerbiegebelastung des Kunststoffes besonders hoch ist. Er forderte deshalb: "Zur Ausschaltung einer nach der Reparatur wieder auftretenden Biegebelastung ist die Unterfütterung der Prothese notwendig. Auch die breite Entfernung des Prothesenbasismaterials um die Bruchzone kann zur Verlängerung der Lebensdauer der reparierten Prothese beitragen". Um die Bruchanfälligkeit der Prothese aus Kunststoff herabzusetzen, strebte er "... die Fortlassung des Kunststoffes an den besonders bruchgefährdeten Stellen an ...". Es sollten dann "... Stahlplatten, Stahldrahtbügel oder ähnliche Metallkonstruktionen verwendet ..." werden.

Die Ergebnisse seiner Untersuchungen zeigen, daß die Prothesenbasis dem Kieferkamm meist da aufliegt, wo der Prothesenbruch erfolgte. SCHOLZ fordert deshalb bruchgefährdete Kunststoffzonen von vornherein hohlzulegen, um dort die Biegespannung wesentlich herabzusetzen. Er ist der Auffassung, daß Planung und Herstellung der Prothesen durch die Zahnärzte verbessert werden müssen, um die Zahl der Brüche zu verringern. Eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften der Kunststoffe ist nach SCHOLZ nur dann möglich, wenn die Methacrylate durch Silikon - Derivate ersetzt würden.

Besondere Bedeutung kommt der Dissertation von LÖFFLER (17) zu. Er wertete 6378 Kostenpläne einer RVO-Kasse statistisch aus. Davon waren 3262 (also mehr als 50 %) Maßnahmen zur Wiederherstellung der Funktionstüchtigkeit; also Sprünge und Brüche, Wiederbefestigungen von Zähnen und Klammern, sowie Erweiterungen. Von diesen 3262 sogenannten Reparaturen entfielen auf Sprünge und Brüche 778, das sind 12 % vom Untersuchungsgut LÖFFLERS.

LÖFFLER schreibt: "Die zu geringe Anwendung einwandfreier Abstützung wirkt sich nicht nur ungünstig auf das Restgebiß, die Prothese und die Klammerzähne aus, sondern ebenso ungünstig auch auf die Zahl der Prothesenreparaturen". Weiter stellt er fest, daß "... der zu große Anteil des nur rein gingival gelagerten partiellen Ersatzes ebenfalls als Hauptursache anzusehen ist". LÖFFLER zitiert ROXLAU, der 7 % Basissprünge und -brüche feststellte.

ROXLAUS (23) Ergebnis stützt sich auf Untersuchungen von Prothesen, die er vier Jahre lang beobachten konnte.

SCHWICKERATH (25) und STRACK (28) haben den Zeitraum bis zum ersten Auftreten eines Sprunges oder Bruches bei Kunststoffprothesen nur geschätzt. Beide Autoren sprechen von einem sogenannten Erfahrungswert, wonach Kunststoffprothesen häufig nach ein bis zwei Jahren brechen, hingegen Kautschukprothesen erst nach acht bis zehn Jahren.

2. Werkstoffeigenschaften des Kunststoffes

Werkstoffe können sowohl makro- und mikroskopisch, als auch chemisch und physikalisch untersucht werden. Die Auswahl richtet sich nach der jeweiligen Fragestellung. Damit die Versuchsbedingungen gleich sind, werden die Prüfmethoden genormt (DIN-Vorschriften). Dadurch ist es möglich, Werkstoffeigenschaften verschiedener Materialien zu vergleichen.

Hier sollen vier Werkstoffeigenschaften des zahnärztlichen Kunststoffes besprochen werden, die zum Verständnis der Ursachen von Prothesenbrüchen beitragen.

A. Spannungskorrosion

DREYER (4) berichtet über diesen Fragenkomplex: "Die Methacrylate zeigen wie fast alle anderen Kunststoffe die Erscheinung der Spannungskorrosion. Sie ist eine

Veränderung der Materialoberfläche bei Belastung, die sich in zwei Stadien vollzieht.

Im e r s t e n wird die Form des Silberschimmers erreicht, und im z w e i t e n Stadium ist die Rißbildung erkennbar. Die Rißchen verlaufen senkrecht zur Oberfläche und sind, nur bei schräger Durchsicht des Materials, zu sehen.

Diese Risse führen eine Festigkeitsherabsetzung herbei. Als spätere Kerben erhöhen sie die Bruchgefahr des an sich schon kerbempfindlichen Werkstoffes ganz wesentlich.

Die Korrosionserscheinung wird durch innere Spannungen des Materials ausgelöst. Auch äußere Einflüsse, wie Lösungsmittel und auch Wasser und Handschweiß zeigen korrodierende Eigenschaften und haben sich als schädlich erwiesen.

Die inneren Spannungen werden durch die Preßform allein schon erzeugt, da der Kunststoff keine ihm eigene Oberfläche aufweist, sondern nur einen Abdruck der Form darstellt".

Spannungsoptische Festigkeitsuntersuchungen führte KLÖTZER (13) mittels polarisierten Lichtes durch. Bei dieser Versuchsanordnung bedingen die Spannungen im Kunststoff eine Phasenverschiebung des Lichtes. Es zeigt sich dabei, daß die Größe der Phasenverschiebung abhängig von der Materialspannung ist.

B. Biegefestigkeit, Dauerbiegefestigkeit, Schlagzähigkeit

Untersuchungen zur Ermittlung dieser Werkstoffeigenschaften wurden von verschiedenen Autoren durchgeführt, zum Beispiel von DREYER (4), MÜHLBERG (19) und NEBEL (20).

Biegefestigkeit und Schlagzähigkeit sind genormten

Prüfungen unterworfen, während es für die Dauerbiegefestigkeit zu keiner Normung kam, da die Bedingungen bei den verschiedenen Kunststoffen zu unterschiedlich sind.

Von allen mechanischen Prüfungen wird der Biegeversuch am häufigsten ausgeführt. Er dient der Ermittlung der Biegespannung bis zum Bruch.

Die Dauerbiegefestigkeit gibt Auskunft darüber, wie lange der Kunststoff eine Dauerbiegebelastung aushält, bis er ebenfalls bricht.

Der Schlagbiegeversuch soll zur Beurteilung der Sprödigkeit oder Zähigkeit des Materials, d. h. also seines Verhaltens gegenüber stoßweiser Beanspruchung, dienen.

Alle drei Werkstoffeigenschaften, Biegefestigkeit, Dauerbiegefestigkeit und Schlagzähigkeit sind beim Methacrylsäuremethylester Paladon am besten und zwar dann, wenn er ohne Metalleinlagen verarbeitet worden ist.

So schreibt DREYER (4) am Schluß seiner Arbeit: "Nach Auswertung der Versuchsergebnisse muß es als erwiesen gelten, daß alle Einlagen, welcher Art sie waren und in welche Beanspruchungszone sie gelegt wurden, sich als nachteilig für die Biegebeanspruchung des Kunststoffes auswirken. Das Paladon nach Vorschrift verarbeitet, ergibt die besten Resultate".

Untersuchungen über den Einfluß unterschiedlicher Polymerisationsverfahren, nämlich des Naß- oder Trockenverfahrens, auf die Werkstoffeigenschaften Biegefestigkeit, Schlagzähigkeit und Dauerbiegefestigkeit hat STAWECKI (27) durchgeführt.

EICHNER (8) hat diese Untersuchungen zusammengefaßt und schreibt darüber; "Um zu erkennen, ob die Prüfergebnis-

se auf Zufällen beruhen, oder ob sie mit großer Wahrscheinlichkeit stets wiederkehren werden, sind statistische Berechnungsmethoden zur Auswertung herangezogen worden.

Für die Biegefestigkeit im Dynstat-Gerät konnte kein signifikanter Unterschied zwischen trocken und naß polymerisiertem Kunststoff gleicher Sorte festgestellt werden.

Die Prüfung der Schlagzähigkeit, ebenfalls im Dynstat-Gerät, ergab für den Trocken-Naßvergleich für Paladon (spezial) und Optodont keinen signifikanten Unterschied. Jedoch zeigt Stellan bei nasser Verarbeitung signifikant bessere Werte; Paladon (normal) dagegen bei Verarbeitung im Trockenschrank.

Bei der - nicht genormten - Dauerbiegeprüfung ergaben sich für Optodont signifikante Unterschiede zwischen den beiden Verarbeitungsmethoden. Optodont hat optimale mechanische Qualitäten bei der Polymerisation im Wasserbad. Die anderen drei Kunststoffe zeigten keine signifikanten Unterschiede".

3. Homogenitätsstörungen

"Die Meinungen über die Entstehung von Poren und Blasen im Kunststoff gehen zum Teil sehr weit auseinander. Das ist auch nicht verwunderlich, denn der Kunststoff ist bei seiner Verarbeitung nicht nur empfindlich, sondern sogar ausgesprochen heimtückisch. Mißerfolge scheinen oft unergründlich zu sein. Die Beschaffenheit des Endproduktes ist von vielen, oft nicht greifbaren Faktoren abhängig, die während der Verarbeitung wirksam werden" [HOLZHAUSEN, (11)] .

Übereinstimmend wird in der Literatur festgestellt, daß fast alle Homogenitätsstörungen die Folge von Verarbei-

tungsfehlern sind. Nur zum Teil sind sie durch den Charakter des Kunststoffes bedingt.

HOLZHAUSEN (11) schreibt: "Inhomogener Kunststoff hat bei Prothesen schwerwiegende Nachteile zur Folge. So glaubt man einerseits in der Porosität die Voraussetzung für eine Bakteriendurchlässigkeit der Kunststoffe (SANTORIK) sehen zu können, andererseits wird in der Freilegung von Hohlräumen bei Schleif- und Polierarbeiten und dadurch entstehenden Retentionsstellen (SCHRÖDER, CASTAGNOLA) der Hauptnachteil der Porositäten gesehen. Aber auch für die Farbe des Kunststoffes, die Transparenz, die Verträglichkeit der Kunststoffe im Munde, die Härte und die Elastizität sowie für das Wasseraufnahmevermögen und das Paß- bzw. Saugvermögen des Zahnersatzes spielen die Homogenitätsstörungen eine nicht unwesentliche Rolle".

HOLZHAUSEN (11) gibt folgende Einteilung der Homogenitätsstörungen und Definition zu den Begriffen:

A. Mikroporositäten

"Diese sind makroskopisch zu vermuten, da sie mit farblichen Veränderungen oder Maserungsabweichungen des Kunststoffes einhergehen. Unter dem Mikroskop dagegen sind deutliche Störungen in der Kittsubstanz feststellbar".

Die Entstehung von Mikroporositäten ist auf folgende Ursachen zurückzuführen:

1. Materialbedingte, kleinste Luft- und Wassereinschlüsse in den polymeren Perlen, sowie die im Monomer gelöste Luft (feuchte Lagerung),
2. Einflüsse von seiten des Isoliermittels,
3. Wasserdampfeinflüsse aus dem Gips,
4. Wassereinflüsse aus dem bei der Polymerisation verwandten Wasserbad,
5. Monomerverlust während der Verarbeitung.

B. Makroporositäten

Es sind "... alle Grade von Homogenitätsstörungen, die als solche mit dem bloßen Auge erkennbar sind. Sie sind also voluminöser. Die kleinsten, mit unbewaffnetem Auge erkennbaren Poren haben einen Durchmesser von $1/10$ bis $1/15$ mm, die größten Blasen weisen einen Durchmesser von etwa 3 mm bis 5 mm auf.

Die am häufigsten auftretenden Porositäten haben einen Durchmesser von etwa 1 mm. Der Begriff "Makroporositäten" soll einen Sammelbegriff für alle in der Literatur mit "Porosität" bezeichneten Gattungen sichtbarer Inhomogenitäten sein".

Ursachen der makroskopisch sichtbaren Poren und Blasen sind:

1. Unzureichender Druck während der Polymerisation,
2. zu schnelle Wärmezufuhr während der Polymerisation; außerdem kann es bei unzureichendem Druck und zu schneller Wärmezufuhr zur
 - a. Druckporosität = Verdampfungsporosität nach UHLIG (30),
 - b. zu Siedeblasen,
 - c. gemischten Porositäten kommen.
3. Luftblasen durch mechanisch eingeführte Luft,
4. Verdunstungsporosität, durch freiwillige oder unfreiwillige Änderung der Monomermenge,
5. Bearbeitungsporosität durch lokale Überhitzung.

C. Oberflächen- und Tiefenporositäten

"Die verhältnismäßig hohe Zahl der Oberflächenporositäten sind auf die zu langsame Kunststoffverarbeitung und dadurch entstandenen Monomerverlust zurückzuführen. Die Entstehung der Tiefenporosität ist im wesentlichen auf ungenügende Druck-, sowie auf zu schnelle Wärmezufuhr zurückzuführen. Die Einzelblasen sind zweifellos

als Lufteinschlüsse oder verdampfte lokale Monomerenhäufungen anzusehen; ihnen ist keine besondere Bedeutung beizumessen", schreibt HOLZHAUSEN (11).

4. Zeitbruch und Metalleinlagen

Partielle Prothesen aus Kunststoff springen oder brechen häufiger als totaler Zahnersatz [DREYER (4) und STRACK (28)].

Der ununterbrochene Funktionsrand bei totalen Prothesen erhöht die Stabilität, während bei partiellem Zahnersatz die Aussparungen für die Restzähne die Bruchfestigkeit herabsetzen (Kerbwirkung). Besonders bruchgefährdete Stellen werden deshalb häufig bei Teilprothesen aus Kunststoff "armiert", also Stahldrahteinlagen in den Kunststoff eingefügt. Die Ansichten, ob Metalleinlagen im Kunststoff die Bruchanfälligkeit wirklich herabsetzen, gehen auseinander.

Während der Tragezeit einer Prothese wird deren Basis (in Zug-, Druck- und neutrale Zonen eingeteilt) verschieden stark belastet. Der Beginn einer Gefügetrennung in der Zugzone ist als Zeitbruch zu betrachten. Um diesem entgegenzuwirken, berichtet STRACK (28): " ... daß die Einlagerung kunststofffremder Materialien in den Kunststoff selbst in besonders stark beanspruchte Zonen der Prothese verlegt, zu ihrer Verfestigung beiträgt". Er weist allerdings daraufhin, daß diese Einlage in der Zugzone liegen müsse, was in Prothesen nicht in jedem Fall durchzuführen ist. DREYER (4) schreibt dazu: "Es ist bekannt, daß es zwischen Metall und Kunststoff zu keiner festen Verbindung kommen kann, da es zwei vollkommen wesensfremde Materialien sind. Es kann sich bestenfalls um ein enges Aufeinanderliegen beider Stoffe handeln. Mechanisch sind jedoch durch die Kompression des Metalles auf Grund der Kontraktion des Kunststoffes große Nachteile entstanden, da das Paladon nach Erkaltung und Härtung starke innere Spann-

gen aufweist, die zur Korrosionsbildung und damit zum vorzeitigen Bruch führen.

HENKEL hat auf diese Kontraktionsspannung hingewiesen und lehnt jegliche Metalleinlage im Paladon als Schwächung des Kunststoffes ab".

5. Isoliermittel

Während der Polymerisation des Kunststoffes in der Gipsform gibt Gips Wasserdampf ab. Dringt er trotz des erforderlichen Isoliermittels in den Kunststoff ein, bilden sich mikroskopisch feine Poren. Diese setzen die Biegefestigkeit des Kunststoffes herab. Die Isoliermittel erfüllen ihre Aufgabe unterschiedlich gut. Nur Zinnfolie hält während der Polymerisation entstehenden Wasserdampf von der Kunststoffoberfläche vollkommen fern [HOLZHAUSEN (11) und STAWECKI (27)] .

Die Isolation mit Zinnfolie ist aber umständlich, weil ein exaktes Auskleiden der Hohlform nur schwer gelingt. Es werden deshalb in der Regel andere Isoliermittel verwendet. Früher war es vor allem Wasserglas. HOLZHAUSEN (11) glaubt, daß die hohe Zahl von Mikroporositäten beim Prothesenkunststoff auf die Isolation mit Wasserglas zurückzuführen ist. Er schreibt: "Wenn auch nicht alle flüssigen Isoliermittel in den Kunststoff eindringen, so doch Wasserglas in sehr starkem Maße. Von der einmal glänzenden Gipsoberfläche nach der Behandlung mit Wasserglas bleibt nach der Berührung mit dem Kunststoffteig nichts als eine feuchte, breiige Masse übrig, die nicht nur bei Druckanwendung in die Kunststoffoberfläche eindringt".

Heute finden vor allem Alginat, also Derivate der Algin-säure, als Zinnfolienersatzmittel Anwendung. Unter diesen steht allgemein " F e n i x " an erster Stelle. Darüber schreibt HOLZHAUSEN (11): "Seitdem das Alginat Fenix zur Isolation verwendet wird, darf angenommen werden, daß die Zahl der mikroporösen Störungen ganz erheblich herabge-

setzt ist".

EICHNER (5) äußert sich über Zinnfolienersatzmittel:

"Ihre isolierende Wirkung, besonders gegenüber dem Wasserdampf, ist weitgehend gegeben, jedoch nicht vollkommen".

II. Eigene Untersuchungen =====

1. Kunststoffoberflächenuntersuchungen

Es ist bereits auf die Veränderungen der Kunststoffoberfläche hingewiesen worden. Während der Tragezeit einer Prothese ist diese verschiedenen Einflüssen des Mundmilieus ausgesetzt. Es werden zum Beispiel kalte und heiße Speisen oder saure und süße aufgenommen, die auf die Oberfläche des Kunststoffes einwirken. Die glatte Kunststoffoberfläche wird dadurch rau und rissig. In diese Risse dringen Nahrungsbestandteile und Speichel ein, die ihr Zerstörungswerk in der Tiefe fortsetzen. Solche Schäden begünstigen die Sprung- und Bruchbildung, weil an Stellen starker Biegebeanspruchung das Material dadurch weniger widerstandsfähig ist.

Mikroskopische Oberflächenuntersuchungen an polierten und nicht polierten Kunststoffoberflächen hat KLÖTZER (12) durchgeführt. Er kommt zu folgendem Ergebnis:

"Die mit jeglicher mechanischer Bearbeitung (spanabhebend, fräsend, schleifend, polierend) verbundene Reibungswärme plastifiziert die Oberflächenschicht des Kunststoffes und verschiebt sie in Bearbeitungsrichtung. "Friert" sie beim Abkühlen "ortsverändert" ein, so befindet sie sich gegenüber den tiefergelegenen Schichten in einer okkulten "Verspannung" oder Zwangslage. Benetzt man derartige Zonen mit organischen Lösungsmitteln, vorzüglich monomerem Methacrylsäuremethylester, so rückt sich diese verschobene Schicht wieder zurück, wobei sie an unzähligen Stellen aufreißt. Es entstehen Entspannungsrisse".

Um diese Fehlbildungen möglichst zu vermeiden, wird in der Literatur [BERGER (3), KRAFT (14), NEBEL (20), SCHOLZ (24)] immer wieder daraufhingewiesen, bereits die Wachsmodelle der künftigen Prothesen sorgfältig auszumodellieren. Dadurch könne die Nacharbeit auf ein Minimum herabgesetzt werden. Außerdem " ... sollte man möglichst druckfrei mit scharfen, spanabhebenden Werkzeugen unter K ü h l u n g arbeiten", schreibt KRAFT (14).

Das häufige Auftreten von Sprüngen und Brüchen ist besser zu verstehen, wenn einmal Oberflächenbetrachtungen des mit organischen Lösungsmitteln behandelten Prothesenkunststoffes angestellt werden.

Um die Einflüsse organischer Lösungsmittel auf die Oberfläche des zahnärztlichen Prothesenkunststoffes "Paladon spezial" zu demonstrieren, habe ich folgende Versuche durchgeführt:

Zuerst wurden Paladonblöcke von 3 x 4 x 0,3 cm hergestellt. Sie waren genau wie Prothesen gestopft, gepreßt und polymerisiert (Langzeit-Tieftemperatur - Polymerisation = LTP), um analoge Verhältnisse zu bekommen. Vier Kunststoffblöcke wurden mit den üblichen Hilfsmitteln poliert, zwei wurden nicht bearbeitet.

Durch ein Auflichtmikroskop ("Panphot" der Firma Leitz) wurde die Oberfläche des zahnärztlichen Kunststoffes "Paladon spezial" betrachtet und fotografiert: siehe Abbildungen 1 bis 6.

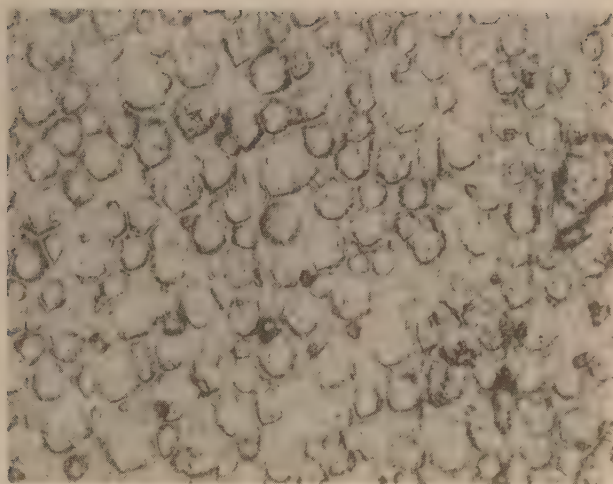


Abb. 1 V = 100 mal
Unbearbeitete Probe von zahnärztlichem Kunststoff
(Paladon spezial).

Zuerst wurde eine unbearbeitete Probe untersucht:
Abbildung 1 stellt in 100-facher Vergrößerung das Oberflächengefüge einer unbearbeiteten Probe von zahnärztlichem Kunststoff (Paladon spezial) dar. Die kugelförmigen Makromoleküle treten plastisch aus der weichen Kittsubstanz (grau) hervor. Unter Kittsubstanz sind die vorpolymerisierten, kugeligen Polymerisate, die bei der formgebenden Polymerisation des zugesetzten Methacrylsäuremethylesters eingebaut und in das entstehende Polymerisat eingebettet werden, zu verstehen.

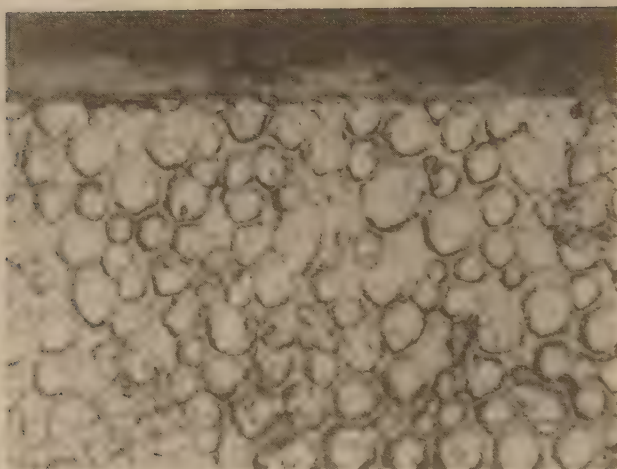


Abb. 2 V = 100 mal
Unbearbeitete Probe von zahnärztlichem Kunststoff (Paladon spezial), Kantenaufnahme.
Behandlung: 10 sec. lang mit vergälltem Äthylalkohol. Gegenüber Abbildung 1 treten die Riesenmoleküle mehr in Erscheinung.

Es folgten Oberflächenbehandlungen mit vergälltem Äthylalkohol, Xylol und Aceton. Die veränderten Oberflächen werden in den Abbildungen 2 bis 6 dargestellt. Abbildung 2 zeigt die gleiche, unbearbeitete Probe wie in Abbildung 1 nach 10 Sekunden Behandlung mit vergälltem Äthylalkohol. Die Kittsubstanz wurde oberflächlich abgeätzt, wodurch die Makromoleküle deutlicher in Erscheinung treten als in Abbildung 1. Die zarten Striche auf dem Gefüge stellen Kratzer dar.

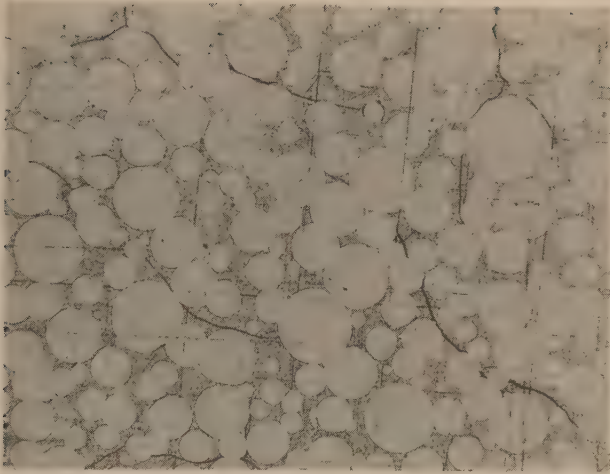


Abb. 3 V = 100 mal
Polierte Oberfläche von zahnärztlichem Kunst-
stoff (Paladon spezial). Behandlung 5 sec.
lang mit Xylol. Risse entstanden vorwiegend in
der Kittsubstanz.

Abbildung 3 zeigt das Gefüge einer zahnärztlichen Kunst-
stoffprobe (100 mal vergrößert), deren Oberfläche poliert
und anschließend fünf Sekunden lang mit Xylol behandelt
wurde. Die Makromoleküle (hell) liegen eingebettet in der
Kittsubstanz (grau). Die entstandenen Risse (schwarze, ge-
schwungene Linien) ziehen sich vorwiegend durch die Kitt-
substanz. Die zarte, karierte Schraffur stellt Polier-
riefen dar.

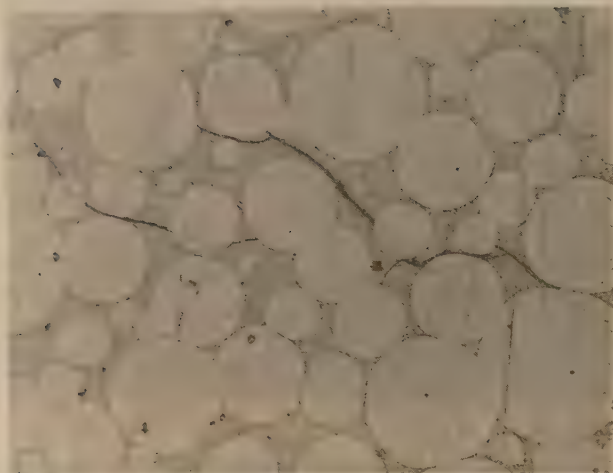


Abb. 4

V = 200 mal

Polierte Oberfläche von zahnärztlichem Kunststoff (Paladon spezial). Behandlung 5 sec. lang mit Xylol. Die Risse sind besser zu erkennen.

Die Abbildung 4 zeigt die gleiche Probe wie in Abbildung 3, jedoch doppelt so stark vergrößert (200 mal). Die Aufrauung der Kittsubstanz und der Rißverlauf sind hier deutlicher zu erkennen.

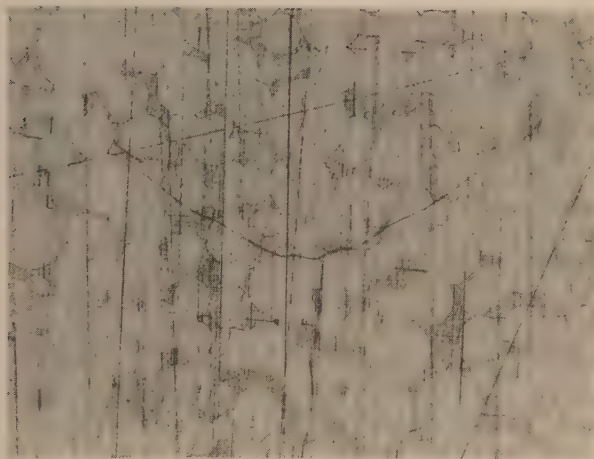


Abb. 5

V = 100 mal

Polierte Oberfläche von zahnärztlichem Kunststoff (Paladon spezial), Behandlung 60 sec. lang mit vergälltem Äthylalkohol. Y-förmiger Verlauf der Risse sowohl durch die Makromoleküle als auch Kittsubstanz.

Abbildung 5: Die polierte Oberfläche von zahnärztlichem Kunststoff (Paladon spezial) wurde 60 Sekunden lang in vergällten Äthylalkohol getaucht. Die hell erscheinenden Makromoleküle treten aus der zart grau angeätzten Kittsubstanz nicht so deutlich, wie nach der Ätzung mit Xylol, Abbildungen 3 und 4, hervor.

Drei Risse vereinigen sich in der Bildmitte Y-förmig. Die Polierriefen dagegen verlaufen geradlinig und im Bilde überwiegend von oben nach unten.

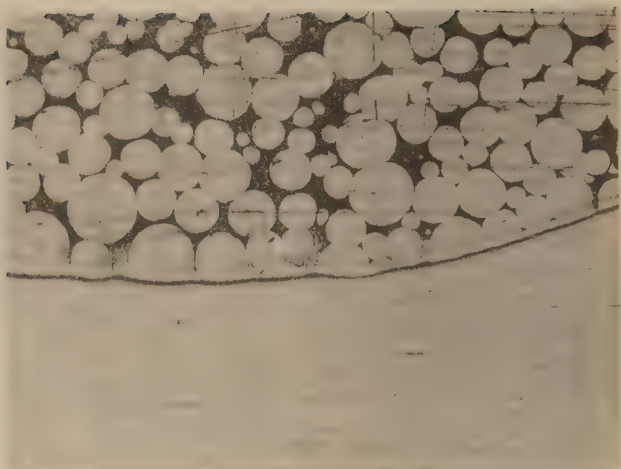


Abb. 6 V = 100 mal
Polierte Oberfläche von zahnärztlichem Kunst-
stoff (Paladon spezial), Behandlung 2 sec.
lang mit Aceton (im Bild oben). Unterer Teil
ist nicht behandelt worden.

Abbildung 6: Diese Probe wurde nur zur Hälfte zwei Sekunden lang mit Aceton benetzt (oberer Teil der Abbildung 6). Die Kittsubstanz erscheint fast schwarz, wodurch sich die unangegriffenen, im Bild hell erscheinenden Makromoleküle, sehr deutlich abheben. Im Gegensatz dazu, ist auf der unteren Hälfte der Abbildung 6 außer Polierriefen nichts vom Gefüge des Kunststoffes zu erkennen.

Auf die Auswertung der beschriebenen Veränderungen wird noch besonders eingegangen (S. 57).

2. Untersuchungen über Lage und Entstehungsursachen von Prothesenbrüchen

95 Patienten, die die Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin wegen eines Prothesenbasissprunges oder -bruches aufsuchten, wurden untersucht.

Im Zeitraum Januar - April 1964 konnten 38 und von April - September 1965 57 Sprünge oder Brüche ermittelt werden, wobei nur Prothesen aus Kunststoff berücksichtigt wurden. Eine Unterteilung nach der Art des verwendeten Basismaterials wurde nicht vorgenommen, weil von den 95 untersuchten Prothesen nur sechs nicht in der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten angefertigt worden waren. Hier aber werden seit mehr als zehn Jahren nur die Methacrylsäuremethylester Paladon und Paladon spezial verarbeitet. Demnach sind mindestens 94 % der untersuchten Prothesen aus einem der genannten Materialien hergestellt.

Da 89 der gesprungenen oder zerbrochenen Prothesen "im Hause" angefertigt worden sind, war es auch einfach, das Prothesenalter zu ermitteln. Ebenso konnten die Daten früher erfolgter Brüche, Unterfütterungen oder Erweiterungen anhand der Karteikarten festgestellt werden.

Von jeder gesprungenen oder zerbrochenen Prothese wurde eine Skizze angefertigt, um den Sprung- bzw. Bruchverlauf, die Lage der Klammern sowie die Prothesenbegrenzung festzuhalten.

Bei allen von mir untersuchten Fällen wurde eine ausreichende Ausheilungszeit der Extraktionswunden bis zur Anfertigung des Zahnersatzes abgewartet. Hiervon ausgeschlossen sind drei Immediatprothesen; dabei handelt es sich um herausnehmbaren Zahnersatz, der sofort nach

Extraktion eingegliedert wird.

Es stellte sich heraus, daß Sprünge oder Brüche an ganz typischen Stellen, häufig mehrmals an derselben Prothese, auftreten. Anhand der Fälle 1 bis 5 sollen Ursachen solcher typischen Prothesensprünge oder -brüche besprochen werden (S. 31-38).

Alle 95 reparierten und wieder eingegliederten Prothesen wurden auf die Ursachen des Sprunges oder Bruches hin untersucht. Dabei ist häufig ein Hohlliegen beim reparierten Zahnersatz festgestellt worden. Solche Prothesen wurden anschließend unterfüttet; entweder nach der direkten Methode mit einem Autopolymerisat, das sofort auf die Prothesenbasis aufgetragen wird und im Munde des Patienten erhärtet, oder nach der indirekten Methode, wo zunächst mittels einer Abformmasse die Prothesenbasis beschickt und im Laboratorium durch Kunststoff nach den üblichen Polymerisationsverfahren, in der Zahnklinik nach dem LTP-Verfahren, ersetzt wird. Bei neun Prothesen war nicht klar zu erkennen, ob eine anschließende Unterfüttung notwendig war. Um Aufschluß darüber zu geben, wurde hier ein Verfahren angewandt, das von SCHOLZ (24) angegeben worden ist.

SCHOLZ bestrich dabei die Prothesenbasis mit Vaseline und deckte, falls Sauger vorhanden waren, diese mit Zinnfolie ab.

Danach beschickte er die Basis mit plastischer brauner Stents - Abdruckmasse, setzte die Prothese ein und ließ unter Druckbelastung Lippen-, Wangen- und Zungenbewegungen durchführen. Das Nachtragen der Abdruckmasse und die anschließenden Muskelbewegungen wurden so oft wiederholt, bis ein einheitliches Stentsrelief zu erkennen war und der Patient keine Erhöhung der Prothese verspürte. Die Stentslage löste er von der Prothesenbasis ab und bettete sie in Gips ein. Die entstandenen Gipsblöcke mit der ein-

gelagerten Stentsmasse zersägte er so, das transversale und sagittale Schnittflächen entstanden. SCHOLZ bestrich die Schnittflächen mit Öl-Stempelfarbe. Dieser sogenannte "Stempel" wurde auf dünnes, glattes Papier gedrückt, dadurch markierte sich gut die Stentsmasse vom umliegenden Gips. Zeigten sich Unterschiede in der Schichtdicke, dann konnte SCHOLZ Auskunft über Lokalisation der hohlliegenden Prothesenabschnitte geben.

Um das Hohlliegen von Prothesen nach dem von SCHOLZ (24) angegebenen Verfahren feststellen zu können, stehen heute außer dem Stents, der ein reversibel-starrer, weil thermoplastischer Abformstoff ist, noch Abdruckmaterialien zur Verfügung, die irreversibel - elastisch sind. Davon wurden von mir aus der Reihe der Alginatabdruckmassen zunächst das Fabrikat IVOSEAL und dann die Silikonabformmasse LASTIC 55 erprobt.

IVOSEAL hat für den speziellen Indikationsbereich ein zu großes Adhäsionsvermögen gegenüber dem Kunststoff, trotz vorheriger Isolierung mit Vaseline. Die Abformmasse konnte nicht zusammenhängend von der Prothesenbasis gelöst werden, deshalb mußte auf ihre Anwendung verzichtet werden.

Die Silikonabformmasse LASTIC 55 zeichnete sich dagegen durch eine geringfügigere Haftintensität an der vaselineisolierten Kunststoffbasis aus. Das Haftvermögen am Gips war, auch wie bei IVOSEAL, ausreichend.

Das Verfahren von SCHOLZ (24), von mir modifiziert, liegt den Untersuchungen der neun oben genannten Fälle zugrunde. Anschließend werden Durchführung und Auswertung beschrieben.

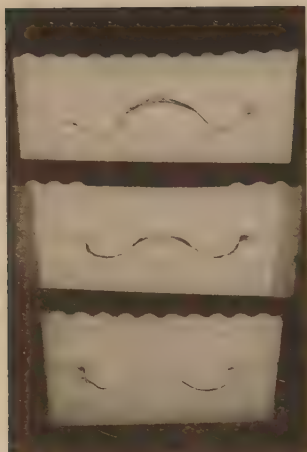


Abb. 7

Zersägte Gipsblöcke mit eingelagerter LASTIC 55-Schicht (schwarze, geschwungene Linien).

LASTIC 55 wurde nach der Dosierscala gemischt und auf die zuvor reparierte, mit Vaseline bestrichene Prothesenbasis aufgetragen. Wie bei der Gewinnung eines Funktionsabdruckes machte der Patient mit der Prothese Muskelbewegungen, wie sie bei dem Verfahren nach SCHOLZ (24) angegeben worden sind. Das Abbinden des Materials mußte in Schlußbißstellung abgewartet werden, um die Prothese der Unterlage wie beim Kauen anzudrücken.

Aus Unterschieden der Schichtdicke konnte auf Inkongruenz zwischen Prothesenbasis und Prothesenlager geschlossen werden. Um die Inkongruenz darzustellen, wurde ein Modell aus Hartgips angefertigt, die Prothese dann entfernt, so daß die LASTIC 55 - Schicht am Modell haften blieb. Zur besseren Fixierung der elastischen Schicht wurde ein Gegenguß angefertigt.

Die gewonnenen Gipsblöcke wurden mehrmals senkrecht zum Bruchverlauf zersägt. Es entstanden Transversalschnitte, entsprechend Abbildung 7. Auf die Schnittflächen wurde eine Glasplatte gelegt, darüber transparentes Millimeterpapier befestigt und dann maßstabgetreu die, sich vom Gips abzeichnende, LASTIC 55 - Schicht übertragen.

Fünf Fälle werden beschrieben, bei denen die LASTIC 55 - Unterfütterung Aufschluß über das Hohlliegen des Zahnersatzes geben sollte und zwar: Fall 6 bis 10 (S. 39-47).

Auf den Abbildungen 13 bis 17 wird, jeweils im Bild unten, die Schichtdicke des LASTIC 55 (schwarze, geschwungene Linien) wiedergegeben. Es muß dabei berücksichtigt werden, daß durch die Druckbelastung während des Abbindevorganges der Silikonabformmasse die Mundschleimhaut komprimiert wurde. Die sich jeweils am dünnsten abzeichnende LASTIC 55 - Schicht ist als Folge der Zusammendrückbarkeit der Mundschleimhaut, der Resilienz, zu werten. Bei der Auswertung des Einzelfalles muß deshalb dieser Mehrbetrag Berücksichtigung finden.

Da bei der Wahl der Schnitte nicht einheitlich verfahren wurde, werden in den Abbildungen 13 bis 17 die Zähne im Gebißschema von ZSIGMONDY angegeben, durch die die Schnittführung erfolgte.

Die Abbildungen 8 bis 12 und die obere Hälfte der Abbildungen 13 bis 17 geben die Situation im Munde schematisch wieder. Der Restzahnbestand ist h e l l , die Zähne der Prothese sind d u n k e l gezeichnet.

Fall: 1

Herr W., 46, Arbeiter.

Sprung der partiellen Oberkieferprothese (Abb. 8).

Natürliche Zähne: 7 3 2 1 + + 1 7 .

Im Unterkiefer fehlen die Sechsjahrmolaren sowie 5 - und 8 - . Die Lücken sind prothetisch nicht geschlossen.

Der Patient ist Träger einer sieben Monate alten, nun erstmalig gesprungenen Immediatprothese. Nach eigenen Angaben ist der Patient mit Sitz und Funktion des Zahnersatzes "sehr zufrieden".

Abb. 8



Sprung einer sieben Monate alten Immediatprothese nach Exaktion von + 4 5 . Falsche Klammerkonstruktionen führten zur erhöhten Dauerbiegebelastung des Kunststoffes.

(Fall: 1)

Objektiv stellt sich jedoch, bei manueller Druckanwendung im lateralen Abschnitt, ein Schaukeln der Prothese heraus. Es handelt sich hier um eine der oben genannten Immediatprothesen. Denn unmittelbar nach Exaktion von + 4 5 wurde der Zahnersatz in einer freien Praxis eingegliedert. Die Ausheilungszeit wurde also nicht eingehalten. Dadurch kam es zum frühzeitigen Hohlliegen der Prothese im linken, oberen, zahnlosen Alveolarkambereich.

Auflageklammern (bei 3 + und + 1) sind hier kontraindiziert. Sie stützen den vorderen Prothesenteil ab und verhindern ein Nachgeben der Kunststoffbasis in Richtung Prothesenlager, insbesondere im Extraktionsbereich. Durch das einseitige Hohlliegen der Prothese, wurde das Basismaterial im Bereich um die mediane Gaumennaht zunehmend biegebeansprucht.

Der Sprung ist also die Folge erhöhter Dauerbiegebelastung. Neuer Zahnersatz muß eingegliedert werden.

Fall: 2

Frau L., 46, Wärterin.

Bruch der partiellen Oberkieferprothese (Abb.9).

Natürliche Zähne im Oberkiefer: 7 3 + + 3 4 7 .

Im Unterkiefer wird kein Zahnersatz getragen, es fehlen die Zähne 8 6 4 - sowie - 5 8 .

Im Ober- und Unterkiefer sind die natürlichen Zähne stark zerstört und parodontal erkrankt.

Der Gaumen ist hoch und schmal. Es besteht umgekehrter Frontzahnüberbiß.

Abb. 9



Dritter Bruch einer 12 Jahre alten Schaltprothese im Oberkiefer. Starke Belastung im rechten Seitenzahnbereich, ungünstig angelegte Klammerretentionen im Kunststoff und starke Aussparungen der Prothese, insbesondere im distalen Bereich und um 3 + begünstigten die Bruchbildung (Fall:2).

Die Schaltprothese ist mit vier Einarmklammern versehen; Auflagen sind nicht angebracht. Sie wird schon 12 Jahre getragen. Es liegt der dritte Bruch vor. Die erste und zweite Reparatur (57 und 72 Monate nach der Eingliederung) zeigten je eine andere Lokalisation. Der Verlauf des jetzigen Bruches deckt sich mit dem Verlauf der Klammerretention für Zahn 3 + .

Als Bruchursachen werden festgestellt:

1. Die Prothese ist im distalen Bereich zu kurz. Sie hätte breitbasiger aufliegen, also bis zur sogenannten A-Linie, das ist der Übergang vom unbeweglichen weichen zum beweglichen weichen Gaumen, gehen müssen.
2. Die Aussparungen der Prothese bei 3 + und + 3 sind Schwachpunkte, die aber nicht zu vermeiden sind. Die Aussparung bei 3 + wirkte sich besonders bruchbegünstigend aus.
3. Die Prothese wurde im rechten Seitenzahnbereich stärker belastet als im linken, weil die Kunststoffzähne + 5 6 ihre Antagonisten bei Okklusion nicht berühren.
4. Die Retention der Einarmklammer bei 3 + ist zu lang und ungünstig angebracht. Sie hätte unter die Zähne 4 5 6 + in den Kunststoff gelegt werden sollen, weil da die Biegebelastung gering ist.

Fall: 3

Frau P., 68, Hausfrau

Sprünge in der partiellen Oberkieferprothese (Abb.10).

Natürliche Zähne im Oberkiefer: 5 3 + und + 5 .

Im Unterkiefer wird seit fünf Monaten eine Stahlgußprothese mit Auflageklammern bei 4 - und - 4 getragen; die fehlenden Molaren und Praemolaren sind prothetisch ersetzt. Die Oberkieferprothese ist zwei Jahre alt und erstmalig gebrochen.

Abb. 10



Sprünge im partiellen Oberkieferzahnersatz, erstmalig zwei Jahre nach Eingliederung aufgetreten. Sie befinden sich im stark dauerbiegebelasteten Kunststoffbereich; der vordere Teil der Prothese liegt hohl, (Fall: 3).

Das Gaumengewölbe ist niedrig; die Alveolarfortsätze sind stark atrophiert. Bei Einnahme der terminalen Okklusion bewegt sich der frontale Prothesenanteil etwa drei Millimeter nach cranial.

Die gegossenen Auflageklammern bei 5 + und + 5 gewähren Abstützung, Versteifung und Retention, allerdings nur für die lateralen Abschnitte der Prothese.

Nach Aussage der Patientin wurde die Oberkieferprothese über ein Jahr lang nicht getragen. In diesem Zeitraum konnte es durch mangelnden Antagonismus zum Herauswachsen der oberen Praemolaren kommen; mithin hob sich die Prothesenbasis von der Schleimhaut ab. Der Hinweis der Patientin, "daß seit einiger Zeit Luft unter die Oberkieferprothese kommt", ist die Bestätigung dafür.

Der vordere Teil des Oberkieferzahnersatzes wirkte regelrecht als Hebelarm, dessen Hypomochlion in der Verbindungslinie von 5 + nach + 5 liegt. Der Sprungverlauf deutet auf den am stärksten biegebeanspruchten Kunststoffbezirk hin.

Fall: 4

Frau E., 62, Hausfrau.

Bruch der partiellen Unterkieferprothese bei 3 - (Abb.11).

Natürliche Zähne: 3 - und - 3 .

Abb. 11



Zweiter Bruch einer partiellen Unterkieferprothese bei 3 - . Die Freiendsättel sind hoch und breit, der Alveolarkamm stark atrophiert. Schwachpunkte am Basismaterial sind die Aussparungen an den Eckzähnen, hier wurde der Kunststoff stark biegebeansprucht (Fall:4).

Im Oberkiefer wird totaler Zahnersatz getragen. Die Schleimhaut ist in unmittelbarer Umgebung der unteren Eckzähne geschwollen und gerötet, die Prothese konnte deswegen einen Monat lang nicht getragen werden. Beim Sondieren sind tiefe Taschen an den Eckzähnen festzustellen. Nach mesial und distal fällt der Alveolarkamm steil von den Zähnen aus ab. Im distalen Prothesenbereich ist der Alveolarfortsatz stark atrophiert, so daß er das Niveau des Mundbodens erreicht hat. Die Schleimhaut auf dem Kieferkamm ist faltig.

Die Prothese war vor zwei Monaten, also 13 Monate nach ihrer Herstellung, schon einmal gebrochen, und zwar an gleicher Stelle.

Die Freiendsättel zeigen größtmögliche Extension. Ein breitbasiges Aufliegen der Prothese im stark atrophierten Kieferkambereich wird dadurch gewährleistet. Die starken Aussparungen der Prothese um die Eckzähne las-

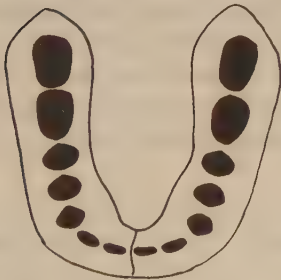
sen nur noch einen schmalen Kunststoffsteg zwischen Schaltstück und Freundsattel zu.

Die Einarmklammern an den Eckzähnen konnten ein Seitwärtsbewegen der Prothese nur einschränken, dagegen wurden diese Bewegungen durch die faltige, leicht verschiebbliche Schleimhaut auf dem nahezu planem Kieferkamm gefördert.

Die Prothese kippte und verschob sich beim Kauen. Unterschiedliche Druck- und Biegebelastungen beim Kunststoff waren die Folge.

Der Prothesenwerkstoff konnte den Biegebelastungen am rechten Kunststoffsteg nur 13 Monate standhalten und brach dann.

Abb. 12



3. Bruch einer zwei Jahre alten, nicht unterfütterten, totalen Unterkieferprothese. 1. und 2. Bruch vor drei bzw. sieben Monaten an gleicher Stelle. Stark atrophierter Alveolarfortsatz, Schlotterkamm im Seitenzahnbereich. Typischer Dauerbruch (Fall: 5).

Fall: 5

Frau S., 58, Hausfrau.

Bruch der totalen Unterkieferprothese (Abb. 12).

Im Oberkiefer wird auch totaler Zahnersatz getragen. Die Prothesen sind zwei Jahre alt. Die Unterkieferprothese ist zum dritten Mal gebrochen. Vor drei bzw. sieben Monaten brach sie an gleicher Stelle. Die Prothesensättel im Seitenzahnbereich sind breit, lingual ist die Prothese 2 mm und labial an ihrer Bruchstelle 2,8 mm dick.

Die paralingualen Extensionen laufen anterior mit einer Einkerbung bei 1 - - 1 aus.

Eine Unterfütterung ist noch nicht vorgenommen worden.

Wenn eine Prothese an gleicher Stelle mehrmals bricht, so sind nicht individuelle Faktoren schuld, sondern "... ganz charakteristische Überbelastungen des Prothesenmaterials als Folge einer ungünstigen Form ...", schreibt KLÖTZER (12).

Die Prothesenbasis ist im Bereich der mittleren Schneidezähne besonders schmal, weil eine Aussparung für den kräftigen Muskel *genioglossus* vorgenommen werden mußte. In den Seitenzahnbereichen ist der Kieferkamm stark atrophiert, zudem ist der Alveolarfortsatz schmal und beweglich (Schlotterkamm). Die distalen Prothesenanteile konnten sich bei Belastung leicht nach lingual und buccal bewegen; der frontale Abschnitt wurde regelrecht durchgebogen; die Prothese brach an ihrer schwächsten Stelle.

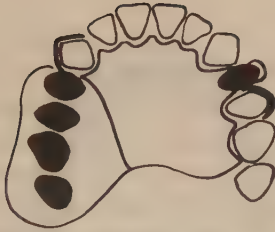
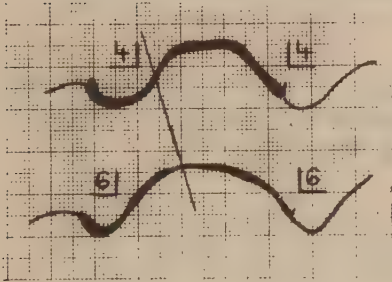


Abb. 13

2. Bruch einer drei Jahre alten, partiellen Oberkieferprothese. Das Basismaterial liegt im Seitenzahnbereich hohl; auf dem Torus palatinus reitet die Prothese, hier wurde der Prothesenwerkstoff stark biegebelastet. Der Klammerschwanz, der Klammer um 3 + , lag in der Zugzone des Kunststoffes, dadurch wurde die Bruchbildung begünstigt (Fall: 6).



Fall: 6

Herr D., 58, Fleischer.

Bruch der partiellen Oberkieferprothese (Abb. 13).

Im Unterkiefer fehlen die Zähne 7 4 - sowie - 2 6 , die Lücken sind prothetisch nicht geschlossen.

Natürliche Zähne im Oberkiefer: 3 2 1 + sowie + 1 2 3 5 6 7 . Der rechte, obere Alveolarkamm ist kräftig ausgebildet, der Gaumen ist hoch und breit. Die eigenen Zähne befinden sich in einem guten Zustand. Es ist allseitig Kontakt vorhanden, wenn Okklusionsstellung eingenommen wird. Drei Jahre wird die partielle Oberkieferprothese getragen und ist nun das zweite Mal gebrochen. Sie wurde bisher nicht unterfüttert.

Vor fünf Monaten brach die Prothese durch Gewalteinwirkung. Der Patient gibt an, den zweiten Bruch während des

Essens verursacht zu haben.

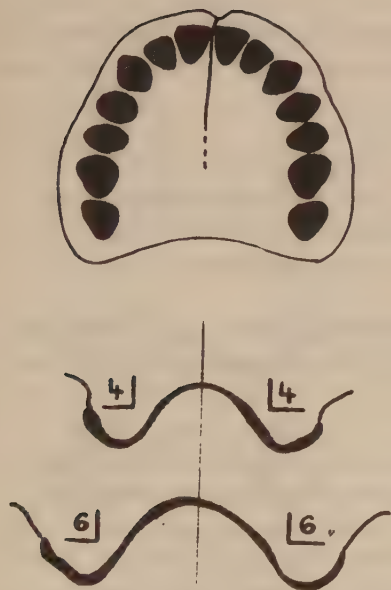
Die Prothesenbasis ist an der Bruchstelle unterschiedlich dick. Der Klammerschwanz der Einarmklammer bei 3 + befindet sich neben dem Bruch und endet in Höhe des zweiten Praemolaren. Die Klammerretention liegt in der Zugzone des Kunststoffes. Dadurch entstand ein Schwachpunkt im Basismaterial, er hätte vermieden werden können. Denn der Kunststoff geht keine chemische Verbindung mit der Metalloberfläche ein, sondern liegt ihr nur an.

Im rechten Seitenzahnbereich wurde die Prothese am stärksten belastet, da die Kaukraftübertragung auf der linken Seite durch die eigenen Zähne erfolgte.

In diesem Fall wurde eine Unterfütterung der Prothese nach dem Verfahren von SCHOLZ (24) vorgenommen, um die Paßungengenauigkeit (Inkongruenz) festzustellen.

Bei einer Schnittführung im Bereich der oberen, ersten Praemolaren zeigt sich eine gleichmäßig dicke LASTIC 55-Schicht. Die Inkongruenz ist hier gering (Abb. 13 Mitte). Der Transversalschnitt bei 6 + + 6 (Abb. 13 unten) zeigt unterschiedliche Schichtdicken. Besonders im Bereich der Raphe mediana ist die Schicht der Abformmasse dünn. Hier reitet die Prothese, weil sie über dem Alveolarkamm mehr hohl liegt. Der Bruch (Dauerbruch) war an dieser Stelle zu erwarten, da seine Verlaufsrichtung das Gebiet der stärksten Dauerbiegebelastung angibt.

Abb. 14



Sprung einer drei Jahre alten totalen Oberkieferprothese; vor 18 Monaten 1. Bruch etwa an gleicher Stelle, danach wurde sie unterfüttert. Der Patient ist sogenannter "Knirscher". Wegen der ungünstigen Lagebeziehung der Kiefer wurden die künstlichen Praemolaren außerhalb des Kieferkammes aufgestellt. Dadurch wurden in diesem Prothesenbereich die Kaukräfte nicht senkrecht auf den Kieferkamm übertragen, eine Überbelastung des

Kunststoffes im Bereich der Raphe mediana war die Folge (Fall: 7).

Fall: 7

Herr H., 80, Rentner.

Sprung der totalen Oberkieferprothese (Abb. 14).

Oberkiefer und Unterkiefer sind unbezahnt. Im Unterkiefer wird eine totale Prothese getragen.

Die Oberkieferprothese wurde vor drei Jahren eingegliedert; sie brach ein erstes Mal nach eineinhalbjähriger Tragezeit, nach Aussage des Patienten etwa an gleicher Stelle wie heute. Eine totale Unterfütterung wurde seinerzeit mit der Reparatur kombiniert.

Der im anterioren Bereich spitzzulaufende Alveolarfortsatz zwang offenbar dazu, entgegen der Regel, die künst-

lichen Praemolaren außerhalb des Kieferkammes aufzustellen.

Die Aussparung am Prothesenrand um das Lippenbändchen ist bei diesem Zahnersatz der schwache Punkt und Ausgang des Sprunges.

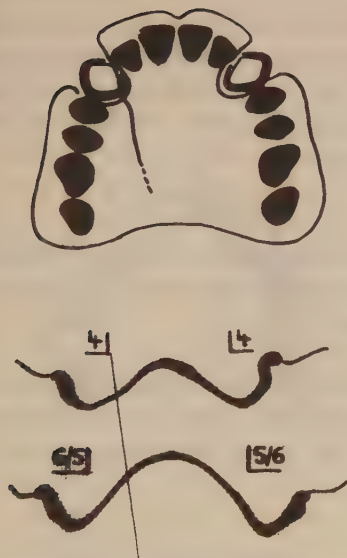
Nach der SCHRÖDERschen Einteilung zahnloser Oberkiefer liegt hier der Typ II vor. Die Alveolarfortsätze sind breit und fallen schräg ab. Ein solcher Kieferkamm ist zur Aufnahme der Kaubelastung gut geeignet.

Der Patient ist ein sogenannter "Knirscher"; hierfür typische Schliffacetten sind an den künstlichen Zähnen zu erkennen.

Durch die Parafunktionen und den ausgeprägten Torus palatinus, der sich als Hypomochlion der hier nicht von vornherein hohlgelegten Prothese erwies, wurde der Kunststoff in diesem Bereich zu stark beansprucht. Denn wenn starke Unterschiede in der Nachgiebigkeit der Schleimhautbedeckung festzustellen sind, werden isolierte Druckeinwirkungen durch Hohllegen der Prothese vermieden. Dadurch wird die Auflagefläche gleichmäßig belastet und die Prothese nicht örtlich überbeansprucht.

Der Transversalschnitt (Abb. 14, unten) läßt eine nahezu gleichmäßige Schichtdicke der Abformmasse im Bereich 6 + bis + 6 erkennen, während der Schnitt bei 4 + bis + 4 eine dünne Schicht an der medianen Gaumennaht zeigt.

Abb. 15



Sprung einer fünf Jahre alten, partiellen Prothese im Oberkiefer; vor acht Monaten Bruch unmittelbar neben dem jetzigen Sprung. Makroporositäten (Blasen) im Kunststoff, an der Reparaturstelle, und das Hohlliegen der Freiendsättel über dem unbezahnnten Kieferkamm minderten die Dauerbiegefestigkeit des Kunststoffes. Typisches Beispiel eines Ermüdungsbruches, (Fall: 8).

Fall: 8

Herr M., 65, Rentner.

Sprung der partiellen Oberkieferprothese (Abb. 15).

Natürliche Zähne im Oberkiefer: 3 + und + 3 .

Im Unterkiefer wird totaler Zahnersatz getragen. Die Oberkieferprothese ist fünf Jahre alt.

Der Mundhöhlenbefund läßt günstige anatomische Verhältnisse für die Aufnahme von Zahnersatz erkennen; denn hohe und breite Kieferkämme sowie gut ausgebildete Tubera sind vorhanden.

Unter Berücksichtigung des Prothesenalters sind Sitz und Funktion noch als gut zu bezeichnen.

Vor acht Monaten wurde die Prothese unmittelbar neben der jetzigen Sprungstelle repariert, die nicht exakt ausgeführt worden war, da Blasenbildung im Kunststoff

auftrat.

Die Auswertung der LASTIC 55 - Unterfütterung (Abb. 15, unten) ergibt: die Prothese liegt hohl über dem Kieferkamm, besonders im Bereich der Praemolaren und Molaren, während sie im Bereich des Sprunges ihrer Unterlage eng anliegt. Hier wurde der Kunststoff stark dauerbiegebelastet.

Die Biegefestigkeit des Prothesenwerkstoffes ist durch die Porositäten neben der jetzigen Sprungstelle außerdem noch herabgesetzt worden.

Die Aussparungen an der Prothese um die Restzähne sind Schwachpunkte; von der reduzierten Basis bei 3 + nahm der Sprung seinen Ausgang, weil hier die Kerbwirkung besonders groß war.

Fall: 9

Frau H., 45, Hausfrau.

Sprung der partiellen Oberkieferprothese (Abb. 16).

Natürliche Zähne im Oberkiefer: 6 5 4 3 2 1 + und + 3 .

Im Unterkiefer fehlen die Zähne 7 2 - und - 5 , die Lücken sind prothetisch nicht geschlossen.

Das Gaumengewölbe ist mittelhoch, der Kieferkamm flach. Die eigenen Zähne sind gut gepflegt und zahnärztlich versorgt.

Die Schleimhaut ist gerötet, geschwollen und trocken.

Die Patientin gibt an, seit acht Jahren in zahnärztlicher Behandlung zu sein; denn sie leidet unter Xerostomie. Seit der Eingliederung der Oberkieferprothese vor zwei Jahren, klagt die Patientin über druckschmerzhafte Entzündungen der Schleimhaut an den Berührungstellen mit der Prothese. Die entzündete Schleimhaut wird mit VOLON A Salbe, einer Triamcinolon - Acetonid

enthaltenden Salbe, die bei entzündlichen Läsionen durch Zahnprothesen und allergischen Schleimhautentzündungen im Munde indiziert ist, behandelt.

Abb. 16



Sprung einer zwei Jahre alten partiellen Oberkieferprothese, palatinal von 3 - ausgehend. Hohlliegen der Prothese im Bereich des unbezahn-ten Alveolarfortsatzes, am Gaumendach und in der Gegend des rechten palatinalen Drüsengewebes. In der Verlaufsrichtung der Arteria palatina sinistra liegt die Prothese ihrer Unterlage eng an. Atrophie und Schlotterkamm des zahnlosen Alveolarfortsatzes minderten die Dauerbiege-

festigkeit des Kunststoffes, der überwiegend einseitig belasteten Oberkieferprothese (Fall: 9).

Bei eingenommener Schlußbißstellung läßt sich der linke Freilendsattel der Prothese noch etwa zwei mm "versenken". Der zahnlose Alveolarfortsatz ist hier unter Bildung eines Schlotterkammes atrophiert. Auf der bezahnten Gegenseite erfolgte keine Atrophie des Alveolarfortsatzes.

Die Modellanalyse (Abb. 16, unten) läßt ein erhebliches Hohlliegen der Prothesenbasis bei + 4 5 und ein Aufliegen etwa in Verlaufsrichtung der Arteria palatina sinistra erkennen. Der von vornherein hohlgelegte Torus palatinus sowie der nur wenig hohlliegende Teil

des rechten, palatinalen Drüsengewebes werden hier graphisch wiedergegeben. Die Dauerbiegebeanspruchung über der Auflagestelle war zu hoch.

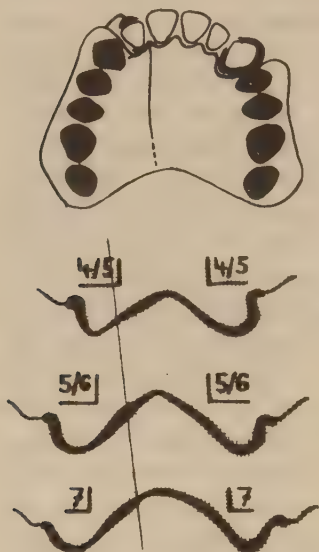


Abb. 17

Sprung einer fünf Jahre alten, partiellen Oberkieferprothese, interdental von 2/1 + ausgehend. Der Patient bemerkte schon vor etwa drei Jahren einen feinen Riß im Prothesenkunststoff. Links liegt die Prothese über dem Kieferkamm mehr hohl als rechts; sie reitet an der Gaumennaht, der Sprung ist dicht neben ihr. Typisches Beispiel eines Dauerbruches (Fall: 10).

Fall: 10

Herr S., 67, Beamter.

Sprung der partiellen Oberkieferprothese (Abb. 17).

Natürliche Zähne im Oberkiefer: 2 1 + und + 1 2 3 .

Im Unterkiefer wird partieller Zahnersatz getragen, hier sind nur die eigenen Eckzähne vorhanden.

Beide Prothesen wurden vor fünf Jahren eingegliedert.

Der Patient bemerkte schon vor etwa drei Jahren einen feinen Riß im Kunststoff des Oberkieferzahnersatzes, der sich mehr und mehr ausdehnte. Die drohende Bruchgefahr veranlaßte ihn nun, die Zahnklinik aufzusuchen.

Die gegossene Zweiarmklammer bei + 3 und die BONYHARD-Klammer bei 3 + sichern die Prothese gut gegen transversale und sagittale Bewegungen ab.

Bei Schlußbißstellung konnte ein zwei mm starker Holzspatel mühelos zwischen die Seitenzahnreihen geschoben werden. Daraus ist zu ersehen, daß sich Veränderungen am Prothesenlager während der Tragezeit vollzogen haben müssen.

Die fünf Jahre alte, bisher nicht unterfütterte Prothese liegt hohl. Aufschluß über Stärke und Lokalisation der Inkongruenz gibt die Abbildung 17, beim Transversalschnitt 7 + bis + 7 .

Bei allen drei Schnitten zeigt sich teils eine dicke LASTIC 55 - Schicht. Im linken Alveolarkambereich liegt die Prothese mehr hohl als im rechten. Auffallend ist die Stärke der Abformmasse etwa in Verlaufsrichtung der Arteria palatina dextra. Nach dem hohen, dachförmigen Gaumen zu urteilen, wäre bei gleichmäßiger Kaudruckbelastung eher ein Sprung an der medianen Gaumennaht zu erwarten gewesen; er erfolgte jedoch dicht neben ihr.

Es handelt sich um ein typisches Beispiel eines Dauerbruches.

IV. Ergebnisse und Diskussion

=====

Die Untersuchungen von gesprungenen und gebrochenen Prothesen hat gezeigt, daß viele Faktoren, wie die Okklusion, die Artikulation, die Aufstellung der künstlichen Zähne auf oder außerhalb des Kieferkammes, die Bißart und der Restzahnbestand des betroffenen Kiefers und des Gegenkiefers, auf den Zeitpunkt der Bruchentstehung und die Verlaufsrichtung des Bruches oder Sprunges Einfluß nehmen können.

Von den 95 untersuchten Prothesen waren 47 erste, 27 zweite, 15 dritte und 6 vierte Sprünge oder Brüche. Davon waren nach der topographischen (1.) und funktionellen (2.) Einteilung der Prothesen:

1. 34 Kombinationsprothesen
(27 im Ober- und 7 im Unterkiefer),
- 24 Freiidprothesen
(je 12 im Ober- und Unterkiefer),
- 11 Schaltprothesen
(9 im Ober- und 2 im Unterkiefer),
2. 76 rein schleimhautgetragene Prothesen
(33 partielle Oberkieferprothesen,
je 19 partielle Unterkieferprothesen
und totale Oberkieferprothesen,
5 totale Unterkieferprothesen),
- 19 parodontal abgestützte Prothesen
(15 im Ober- und 4 im Unterkiefer).

In 85 Fällen handelte es sich um typische Ermüdungsbrüche, deren spezielle Ursachen variieren. Meist wurden mehrere Ursachen festgestellt, die zum Sprung oder Bruch führten; dominierend war aber das Hohlliegen der Prothesen.

Zehn der untersuchten Prothesen waren typische Gewaltbrüche: fünfmal brach der Zahnersatz beim Reinigen, in drei Fällen beim Herausnehmen, zwei Patienten verunglückten.

Die Untersuchungen haben gezeigt, daß Bruchanfälligkeit und Bruchhäufigkeit der verschiedenen Prothesen unterschiedlich waren.

Es wurden graphische Darstellungen angefertigt (Abb. 18 bis 22), um die Zeit, die bis zum ersten, zweiten oder dritten Bruch vergangen ist sowie die Anzahl der Sprünge oder Brüche bei den verschiedenen Prothesentypen untereinander besser vergleichen zu können. Alle Einzelergebnisse wurden zuerst im Koordinatensystem erfaßt; dann wurden Mittelwerte errechnet, so wie sie in den Abbildungen 18 bis 21 angegeben werden.

Es war möglich, insgesamt 170 Sprünge oder Brüche auf ihr zeitliches in Erscheinung treten hin auszuwerten, da von den 95 untersuchten Prothesen 47 das erste, 27 das zweite, 15 das dritte und 6 das vierte Mal gesprungen oder gebrochen waren.

Abbildung 18 stellt die Bruchhäufigkeit der untersuchten 95 Prothesen graphisch dar; der vierte Bruch wurde, wegen der zu kleinen Zahl, nicht ausgewertet.

Es ist zu erkennen, daß Kunststoffprothesen etwa ein bis zwei Jahre nach der Eingliederung häufig das erste Mal gesprungen oder gebrochen sind.

Berücksichtigt man die Zufälligkeit des Ergebnisses, wegen der kleinen Zahl der Untersuchungen, so wird zumindest der von STRACK (28) gegebene Erfahrungswert, wonach Kunststoffprothesen bereits häufig nach ein bis zwei Jahren brechen, bestätigt.

Die Untersuchungen ergaben, daß 48 Prothesen, also 50% vom Untersuchungsgut, mehr als einmal gesprungen oder gebrochen sind. Der zweite Bruch trat häufig im Zeitraum zwischen dem 20. und 50. Monat nach Eingliederung auf, der dritte Bruch zwischen dem dritten und vierten Jahr, (Abb. 18).

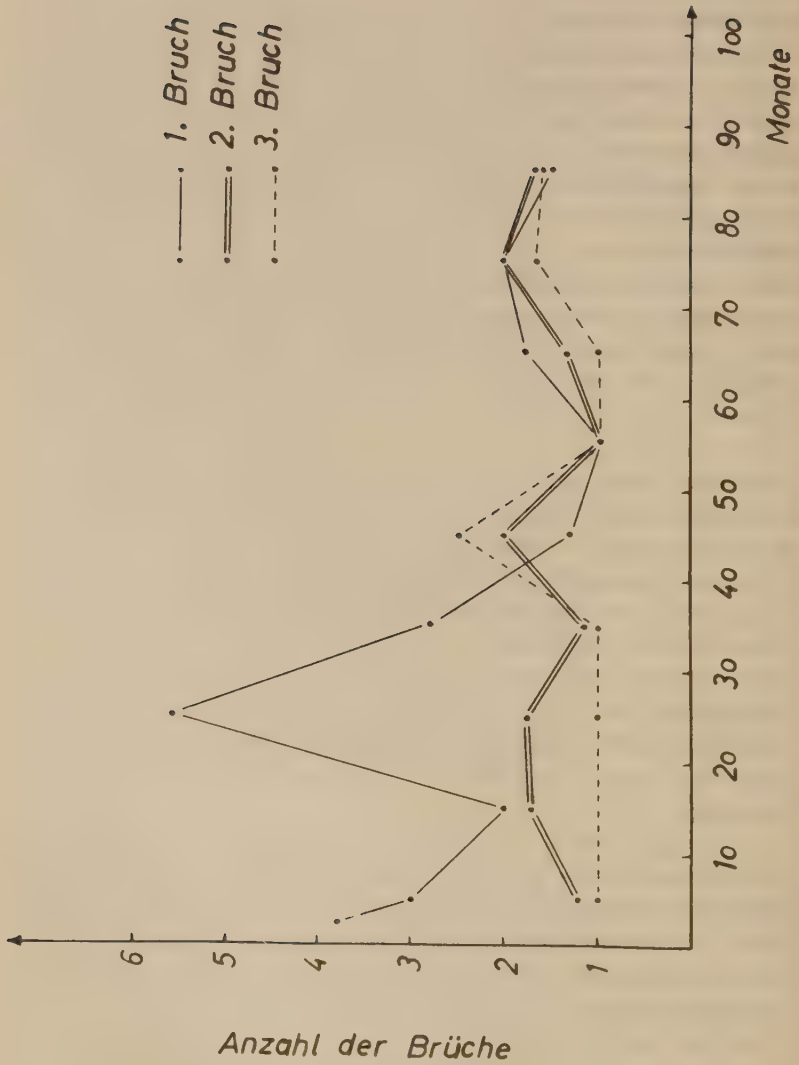


Abb. 18

Bruchhäufigkeit der untersuchten 95 Prothesen während ihrer Tragezeit.

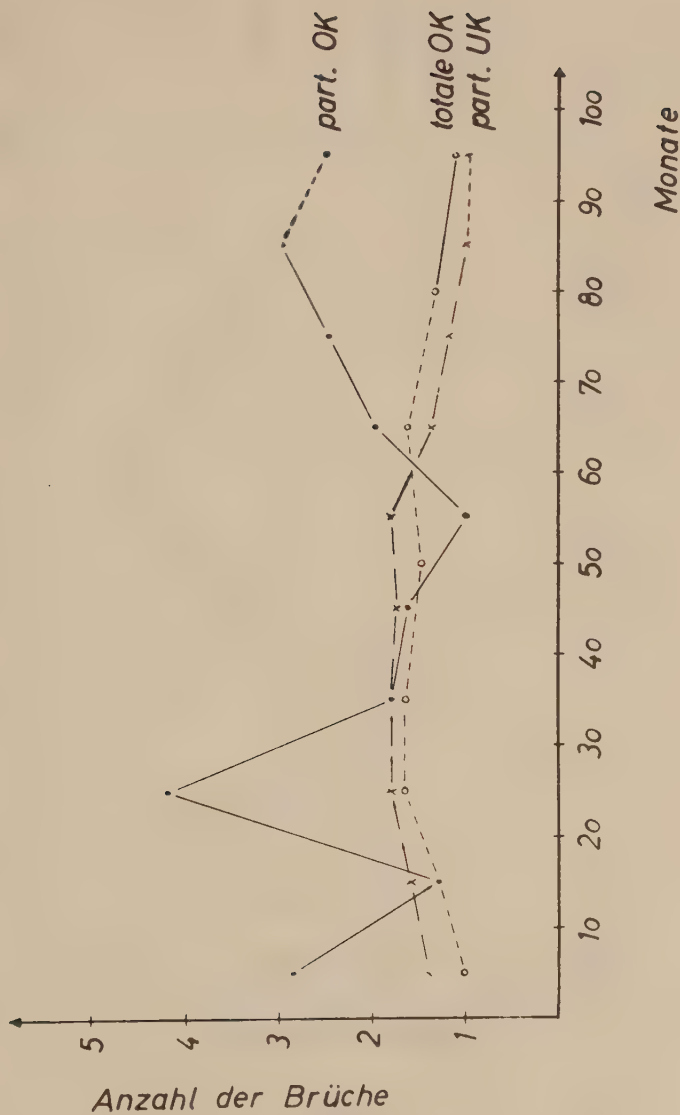


Abb. 19

Bruchanfälligkeit der verschiedenen Prothesentypen

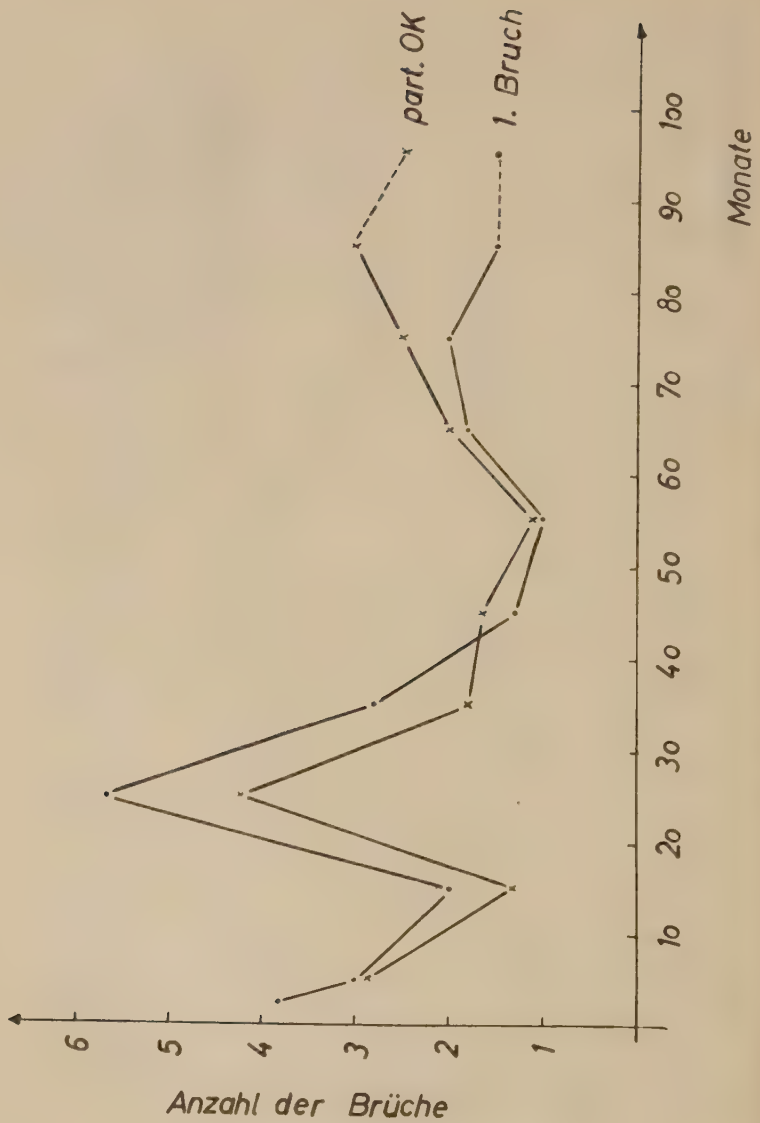


Abb. 20

Relation von Bruchanfälligkeit der partiellen Oberkieferprothesen zum Auftreten des 1. Bruches.

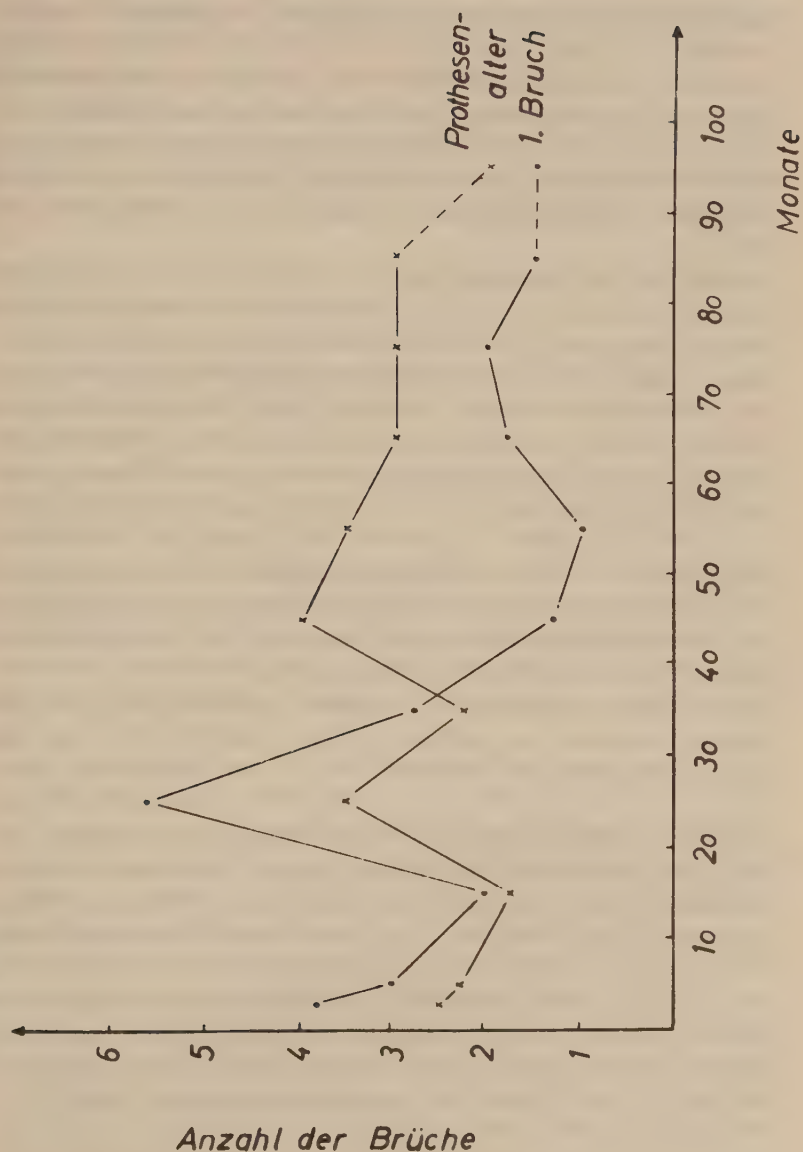


Abb. 21

Gegenüberstellung des Prothesenalters zum Auftreten des 1. Bruches.

Die Bruchanfälligkeit der einzelnen Prothesentypen war unterschiedlich. Sie wird in Abbildung 19 graphisch dargestellt.

Besonders auffallend ist die Kurve der partiellen Oberkieferprothesen, die im zweiten Jahr ein Maximum an Sprüngen und Brüchen zeigt. Kerbbrüche, also Brüche an stark ausgesparten Kunststoffbezirken, und Dauerbrüche, als Folge der Werkstoffermüdung, waren hauptsächlich während dieser Zeit festzustellen.

Dagegen ist der Kurvenverlauf bei Brüchen totaler Oberkieferprothesen sowie partieller Unterkieferprothesen fast gleich. Aus der Abbildung 19 ist zu entnehmen, daß die partiellen Oberkieferprothesen etwa zwei Jahre nach Eingliederung besonders bruchanfällig waren, während totale Oberkieferprothesen und partielle Unterkieferprothesen keine besonderen "Bruchzeiten" hatten. Die Sprünge und Brüche totaler Unterkieferprothesen wurden wegen der zu kleinen Zahl nicht ausgewertet.

In Abbildung 21 wird das Prothesenalter dem Auftreten des 1. Bruches graphisch gegenübergestellt. Die Kurven kreuzen sich bei einem Abszissenwert von 36 Monaten. Die Bruchanfälligkeit nimmt von diesem Zeitpunkt an stark zu.

Es ist daher zu empfehlen, Prothesen, die nach mehr als drei Jahren Tragezeit ein zweites, drittes oder viertes Mal springen oder brechen, zu erneuern.

Die Untersuchung ergab, daß Kunststoffprothesen häufig an typischen Stellen springen oder brechen (bevorzugt dort, wo Kammerschwänze in stark biegebeanspruchte Zonen des Basismaterials gelegt und dort, wo zuvor schon Reparaturen vorgenommen worden sind). Aber auch im Kunststoffbereich, wo die teils hohl liegende Prothese ihrer Unterlage aufliegt (reitet); häufig am Torus palatinus und im Bereich der mittleren Schneidezähne (Dauerbrüche), oder am Prothesenrand, wo tiefe Kerben im Bereich des Lippen- und Zungenbändchens vorhanden sind (Kerbbrüche).

Bei partiellen Oberkieferprothesen brach häufig das sogenannte "Schaltstück" ab, während sich im Unterkiefer die Aussparungen um Eckzähne und Praemolaren als besonders bruchgefährdete Stellen erwiesen haben.

Die zehn im Untersuchungsgut enthaltenen Gewaltbrüche werden nicht diskutiert, weil die Ursachen und die Lage dieser Brüche rein zufällig sind, somit nicht ausgewertet werden können.

Als Bruchursachen, soweit keine Gewalteinwirkung vorlag, wurden festgestellt:

1. Hohlliegen des Zahnersatzes (80%).
2. Material- und Verarbeitungsfehler (11%).
3. Mangelnde Wartung (7%).
4. Konstruktionsfehler (2%).

Die Untersuchungen ergaben, daß oft nur in einem Kiefer Zahnersatz getragen wird, obwohl der Gegenkiefer ungleich bezahnt ist. Diese Prothesen wurden einseitig belastet und dadurch das Basismaterial unterschiedlich beansprucht. In solchen Fällen muß dem Patienten klargemacht werden, daß auch der Gegenkiefer prothetisch versorgt werden muß, wenn wiederholte Prothesenbrüche vermieden werden sollen.

Vom Untersuchungsgut wurden 85 Prothesen als typische Dauerbrüche ermittelt, davon mußten nach der Reparatur 76 nach der direkten oder indirekten Methode unterfüttert werden. Daraus ist zu schließen, daß der überwiegende Teil der untersuchten Prothesen infolge von Materialermüdung nach Dauerbiegebeanspruchung gesprungen oder gebrochen sind.

Die Materialermüdung des Kunststoffes wird nicht nur durch die Eigenart des unterschiedlich nachgebenden Prothesenlagers, sondern hauptsächlich durch den Schwund der Alveolarfortsätze, der sich meist ungleichmäßig vollzieht und kaum zu kontrollieren ist, bedingt. Dieser physiologische Vorgang ist nicht zu beeinflussen. Das Prothesenlager verändert sich, die Inkongruenz während der Tragezeit wird größer und vom

Patienten meist nicht bemerkt.

Die Dauerbiegebeanspruchung des Kunststoffes nimmt dort zu, wo die Prothese ihrem unnachgiebigen Prothesenlager aufliegt, wo sie "reitet". Spannungen im Kunststoff, die KLÖTZER (13) polarisationsoptisch nachgewiesen hat, sind die Folge und bedingen die Materialermüdung des Werkstoffes während der Tragezeit, bis die Prothese springt oder bricht.

Die Zahl der Sprünge und Brüche bei Kunststoffprothesen kann wesentlich kleiner sein, wenn eine prophylaktische Unterfütterung der Prothese ein Jahr nach Eingliederung des Zahnersatzes vorgenommen wird. Ob dabei die direkte oder indirekte Methode in Anwendung gebracht wird, sollte sich nach der Stärke der Atrophie richten.

Aus der Tatsache, daß partielle Prothesen (Tabelle I und II), vor allem partielle Oberkieferprothesen (Tabelle I), besonders bruchanfällig sind, ergibt sich, daß der Zahnarzt diesen Prothesentypen besondere Aufmerksamkeit widmen sollte.

Es ist Pflicht des Zahnarztes, den Patienten über die Notwendigkeit der regelmäßigen Prothesenkontrolle aufzuklären, damit gegebenenfalls ein rechtzeitiger Unterfütterungstermin angesetzt werden kann.

Armierungen, häufig bei sehr bruchanfälligen Kunststoffprothesen angewendet, haben sich als ungeeignet erwiesen. Stahl- aber auch perlonnetzverstärkte Kunststoffe springen und brechen ebenso häufig, wie nicht armierte Kunststoffprothesen [DREYER (4), KLÖTZER (12), KRAFT (15), STRACK (29)], weil diese Einlagen meist nicht, wie von UHLIG (30) gefordert wird, in der neutralen Zone zwischen Druck- und Zugbeanspruchung liegen.

Offenbar sind die Werkstoffeigenschaften der Materialien zu unterschiedlich, als daß man durch eine Kombination eine Armierung, ähnlich einer Eisenbewehrung des Betons, erzielen kann.

Die Oberflächenuntersuchungen des Kunststoffes "Paladon spezial" ergaben, daß die glatte Oberfläche des Werkstoffes leicht durch organische Lösungsmittel (vergällten Äthylalkohol , Xylol und Aceton) aufzurauen ist, daß sich in der Tiefe feine Risse bilden (Abbildung 2 bis 6) und damit der Sprung- und Bruchbildung Vorschub leisten. Die die Kunststoffoberfläche aufrauhenenden, organischen Lösungsmittel finden auf einer hochglanzpolierten Oberfläche weitaus weniger Angriffspunkte für ihre destruierende Wirkung, als auf einer rauhen, unpolierten Oberfläche. Eine exakte Oberflächenbehandlung des Kunststoffes, so wie sie von KRAFT (14) bei der Ausarbeitung der Prothese gefordert wird, ist deshalb eine wichtige Voraussetzung, um die Zahl der Sprünge und Brüche bei Kunststoffprothesen zu verkleinern.

Auf der anderen Seite sind Sprünge und Brüche bei Prothesen aus Kunststoff auf die Dauer kaum zu vermeiden. Die Ergebnisse der Untersuchungen zeigen aber, daß ihre Zahl erheblich gesenkt werden kann, wenn vom Zahnarzt schon bei der Planung des Zahnersatzes bruchgefährdete Schwachpunkte erkannt und durch sinnvolle Gegenmaßnahmen ausgeschaltet werden. So sollte, wenn ein Lückengebiß durch herausnehmbaren Zahnersatz geschlossen werden muß, eine parodontale Abstützung vorgenommen werden, soweit es die Anordnung der Restzähne zulässt. Beim stark reduzierten Restgebiß kann jedoch die parodontale Abstützung für den Prothesenwerkstoff eine erhebliche Belastung darstellen, die den Bruch begünstigt. Deshalb sollte sich der Zahnarzt nicht scheuen, stark zerstörte Zähne, die parodontal erkrankt sind, zu entfernen, und sollte statt dessen eine einwandfrei abgestützte Metallprothese oder selbst totalen Zahnersatz eingliedern.

Ein Kompromiß geht in jedem Fall zu Lasten des Patienten.

Totale Prothesen sollten an ihrer Kunststoffbasis im Oberkiefer im Bereich des Torus palatinus von vornherein hohlgelegt werden. Durch diese Maßnahme kann ein frühzeitiges Aufliegen (Reiten) der Prothesenbasis auf dem Prothesenlager

verhindert und das Auftreten der typischen Mittellinienbrüche zumindest hinausgezögert werden.

Bei gleichbleibenden Werkstoffeigenschaften des heutigen Kunststoffes wird die Zahl der Sprünge und Brüche bei Kunststoffprothesen nicht verringert werden können, solange eine notwendige, halbjährliche Überwachung der Prothese vom Patienten nicht genutzt wird. Die Aufgabe der Aufklärung darüber obliegt, wie schon betont, dem behandelnden Zahnarzt.

Dem Polymethacrylsäuremethylester haftet nach wie vor eine zu geringe Dauerbiegefestigkeit als nachteilige Werkstoffeigenschaft an. Auch wenn sich "...dieses große Minus des heutigen Kunststoffes...", nach STRACK (28), in vielen Fällen als Vorteil herausstellt, nämlich dann, wenn nach einigen Jahren Tragezeit die gebrochene Prothese dem Zahnarzt die Notwendigkeit einer Unterfütterung anzeigt, bedarf es dennoch einer Verbesserung seiner Dauerbiegefestigkeit.

Die Prothese kann jedoch in ihren mechanischen Eigenschaften durch genaue Befolgung der Verarbeitungsvorschriften und sorgfältige Politur der Oberfläche wesentlich verbessert werden.

Der Indikationsbereich des heutigen Prothesenkunststoffes wird zwar ständig enger, auf seine Anwendung in der zahnärztlichen Prothetik kann aber noch nicht verzichtet werden.

Die Untersuchung ergab, daß die Zahl der Sprünge und Brüche bei Zahnprothesen aus Kunststoff erheblich kleiner sein kann.

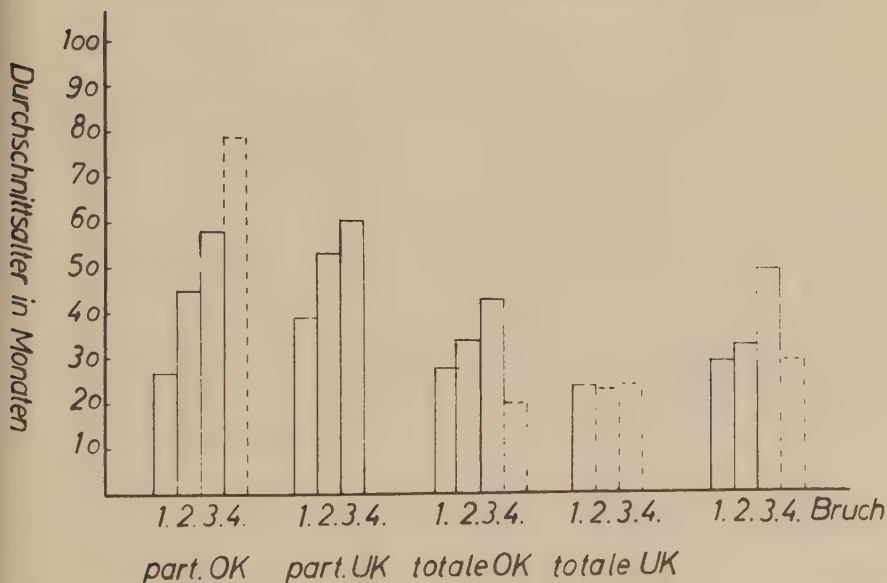
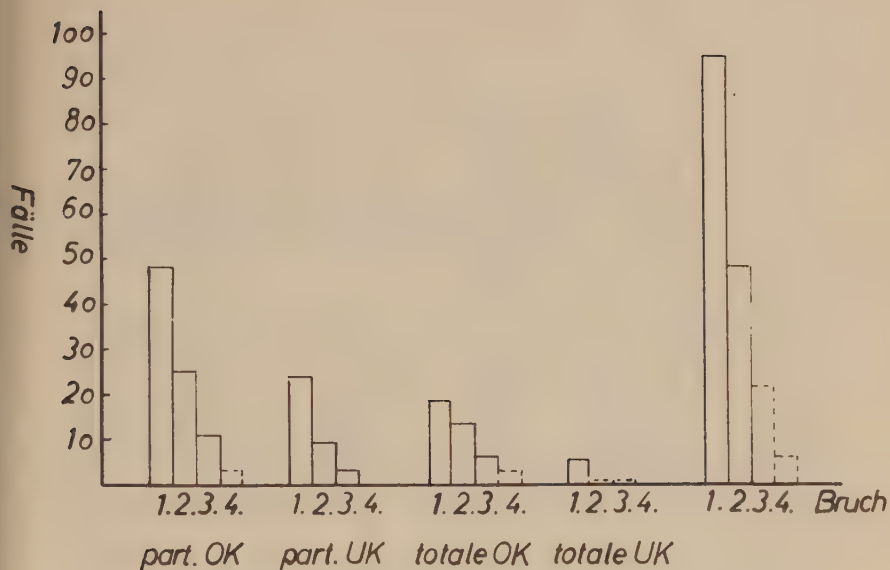


Abb. 22

Bruchhäufigkeit und Frakturtypen des Untersuchungsgutes aufgeschlüsselt (Bild oben) und dem Durchschnittsalter gegenübergestellt (Bild unten).

Tabelle I	Partielle Ober- kieferprothesen		Partielle Unter- kieferprothesen	
	Fälle	Durchschn.- alter (Monate)	Fälle	Durchschn.- alter (Monate)
1. Bruch	48	26	24	39
2. "	25	44	9	54
3. "	11	58	(3)	(60)
(4.) "	(3)	(78)	-	-

Tabelle II	Totale Ober- kieferprothesen		Totale Unter- kieferprothesen	
	Fälle	Durchschn.- alter (Monate)	Fälle	Durchschn.- alter (Monate)
1. Bruch	18	28	5	23
2. "	13	34	(1)	(21)
3. "	6	42	(1)	(24)
(4.) "	(3)	(20)	-	-

Tabelle III

Tragezeit der Prothesen, als sie zur Reparatur
vorgelegt wurden (= Prothesenalter)

Jahr	Partielle Oberkie- ferpro- thesen (Fälle)	Partielle Unterkie- ferpro- thesen (Fälle)	Totale Oberkie- ferpro- thesen (Fälle)	Totale Unterkie- ferpro- thesen (Fälle)	Insgesamt
1.	13	2	1	-	16
2.	16	6	8	3	33
3.	4	3	1	-	8
4.	1	3	5	1	10
5.	3	3	1	-	7
6.	4	1	-	-	5
7.	3	1	2	-	6
8.	1	2	1	-	4
9.	1	1	-	-	2
10.	-	1	-	-	1
12.	1	-	-	1	2
16.	1	-	-	-	1
Summe	48	23	19	5	95

V. Zusammenfassung

=====

Die vorliegende Arbeit setzt sich mit den Ursachen von Sprüngen und Brüchen zahnärztlicher Kunststoffprothesen auseinander.

Vor- und Nachteil des zahnärztlichen Prothesenkunststoffes gegenüber dem Kautschuk, Werkstoffeigenschaften des Kunststoffes sowie Fehlerquellen, die bei nicht werkstoffgerechter Verarbeitung die Sprung- und Bruchbildung bei Kunststoffprothesen begünstigen, wurden besprochen.

Zehn typische Fälle von 95 untersuchten, gesprungenen oder zerbrochenen Zahnprothesen aus Kunststoff werden wiedergegeben und deren Ursachen aufgezeigt.

Bruchhäufigkeit und Bruchanfälligkeit der verschiedenen Prothesentypen werden graphisch wiedergegeben.

Es wird festgestellt, daß Kunststoffprothesen ein bis zwei Jahre nach Eingliederung häufig das erste Mal springen oder brechen.

Partielle Oberkieferprothesen aus Kunststoff sind besonders bruchanfällig.

Die H a u p t u r s a c h e war in 76 Fällen ein H o h l l i e g e n des Zahnersatzes, dadurch wurde der Prothesenkunststoff überbeansprucht; eine Kompensation konnte, wegen der immer noch zu geringen Dauerbiegefestigkeit des Kunststoffes, nicht erfolgen.

Prothesen aus Kunststoff sollten halbjährlich vom Zahnarzt auf deren Paßgenauigkeit und Funktion hin kontrolliert werden.

VI. Literaturverzeichnis

=====

1. Anders, Th. : Über die Paßform von Kunststoffprothesen.
Schweiz. Mschr. Zahnhk.
62, 531, 1952
2. Banger, E. : Untersuchungen über die Zustandsänderungen von Prothesen bei unterschiedlicher Aufbewahrung und deren Auswirkungen.
Zahnärztl. Welt 4, 84, 1953
3. Berger, H. : Untersuchungen über Oberflächen- und Farbveränderungen der Prothesenbasiskunststoffe aus Polymethacrylsäuremethylester.
Med. Diss. Berlin 1961
4. Dreyer, F.-K. : Grundsätzliche Betrachtungen des Polymethacrylsäuremethylesters unter Berücksichtigung des Paladons (Untersuchungen und mechanische Vergleichsprüfungen an Paladon mit verschiedenen Einlagen).
Med. Diss. Berlin 1952
5. Eichner, K. : Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung.
Berlin 1960
6. ders. : Über die Gruppeneinteilung der Lückengebisse für die Prothetik.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr.
13, 1831, 1955

7. Eichner, K. : Die zweckmäßige Verarbeitung
des Kunststoffes Paladon - die
Grundlage für den Erfolg der
prothetischen Behandlung.
Zahnärztl.Rdsch. 15, 439, 1954
8. ders. : Untersuchungen über veränderte
Prothesenbasis-Kunststoffe und
sogenannte werkstoffverbessernde
Arbeitsweisen.
Zahnärztl. Welt/Reform
10, 358, 1965
9. Gottfriedsen, J.-P. : Gefahren bei Reparaturarbeiten
an Kunststoffprothesen.
Zahnärztl. Praxis 8, 10, 1957
10. Hippe, J. : Die Auswirkung der Vergütung auf
die mechanischen Eigenschaften
zahnärztlicher Kunststoffe.
Med. Diss. Berlin 1964
11. Holzhausen, B. : Homogenitätsstörungen des Pala-
dons und Wege zu ihrer Vermei-
dung.
Med. Diss. Berlin 1955
12. Klötzer, W. : Wege zur Minderung der Bruchan-
fälligkeit der Kunststoffpro-
thesen.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr.
17, 961, 1963
13. ders. : Spannungsoptische Festigkeits-
untersuchungen einiger Prothe-
sentypen.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr.
18, 375, 1964

14. Kraft, E. : Über die Ursachen der sogenannten Spannungsrisse an Kunststoffprothesen und Kunststoffzähnen. Dtsch. Zahnärztl. Zschr. 10, 1189, 1955
15. ders. : Stellungnahme zu Verstärkungseinlagen in Kunststoffprothesen. Dtsch. Zahnärztl. Zschr. 21, 890, 1966
16. Kruse, H. : Vergleichende Untersuchungen über moderne Kunststoff-Verarbeitungsmethoden. Med. Diss. Berlin 1953
17. Löffler, F. : Statistische Erhebung über die Häufigkeit der verschiedenen Prothesenformen in der zahnärztlichen Sozialpraxis. Med. Diss. München 1962
18. Miersch, E. : Messungen an Deformationen bei zahnärztlichen Prothesen aus Paladon nach der Herstellung durch verschiedene Polymerisationsmethoden. Med. Diss. Berlin 1953
19. Mühlberg, G. : Prüfungen der Dauerbiegefestigkeit und Untersuchungen der Bruchflächen von Paladon mit verschiedenen Einlagen. Med. Diss. Berlin 1953

20. Nebel, J. : Betrachtung des Methacrylsäuremethylesters Paladon (mechanische Untersuchungen von verschiedenen zahnärztlichen Kunststoffen unter besonderer Berücksichtigung von Reparaturen).
Med. Diss. Berlin 1955
21. Pohling, W. : Experimentelle Untersuchungen von Kunststoffzähnen und Kunststoffen für Kronen- und Brückenverkleidung.
Med. Diss. Berlin 1965
22. Rennefarth, I. : Über die Ursachen von Prothesenbrüchen.
Med. Diss. Halle 1949
23. Roxlau, F. : Statistische Erhebungen und Nachuntersuchungen von herausnehmbarem Zahnersatz, insbesondere in Fällen von völliger Zahnlosigkeit im Oberkiefer und anteriorem Restgebiß im Unterkiefer.
Med. Diss. Köln 1952
24. Scholz, H. W. : Der Bruch des Basismaterials Paladon bei Zahnprothesen (Ursachen und Vermeidung).
Med. Diss. Berlin 1953
25. Schwickerath, H. : Einfluß der elastischen Eigenschaften des Basismaterials auf die Restzähne.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr.
20, 185, 1965

26. Schwindling, R. : Oberflächengestaltung totaler Prothesen.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr.
18, 183, 1963
27. Stawecki, K. : Untersuchungen über die Aus-
wirkungen von Trocken- und
Naßpolymerisation auf zahn-
ärztliche Kunststoffe durch
mechanische Prüfmethoden.
Med. Diss. Berlin 1961
28. Strack, R. : Für und wider den Kunststoff.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr.
2, 97, 1947
2, 133, 1947
2, 233, 1947
2, 370, 1947
29. ders. : Zur Systematik gebißfunktio-
neller Störungen in der zahn-
ärztlichen Prothetik.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr.
1, 164, 1946
30. Uhlig, H. : Schwundlenkung bei Kunststoff-
Polymerisation.
Zahnärztl. Praxis 4, 4, 1952
31. Voß, R. und : Einige klinisch und werkstoff-
Schwickerath, H. kundliche Gesichtspunkte der
Prothesenwiederherstellung.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr.
18, 967, 1963

32. Wild, W. : Funktionelle Prothetik.
Basel 1950
33. Wilde, A. : Der Plattenbruch von Prothesen
aus Kunststoff.
Med. Diss. Göttingen 1947

Diese Arbeit möchte ich nicht abschließen,
bevor ich Herrn Professor Dr. Karl E i c h -
n e r für die freundliche Überlassung des
Themas und seine fachliche Unterstützung
meinen aufrichtigsten Dank ausgesprochen habe.

Ferner gilt mein Dank Herrn Professor Dr. H.
K i r s t e n, der mir die Patientenunter-
suchungen gewährte.

Allen Mitarbeitern der Abteilung für Zahner-
satz der Zahnklinik Berlin, insbesondere Herrn
Dr. J. R a r i s c h, Akademischer Rat, sei an
dieser Stelle nochmals für ihr jederzeit freund-
liches Entgegenkommen gedankt.

CURRICULUM VITAE

Als Sohn des Versicherungsangestellten Willy Siegmund und seiner Ehefrau Elsbeth, geb. Dinger, wurde ich, Siegfried, Willi S i e g m u n d , am 30. November 1939 in Weißenfels geboren.

Nach dem Besuch der Grundschule und ab Herbst 1954 der Goethe - Oberschule - Weißenfels wurde im Juli 1958 die Reifeprüfung bestanden.

Noch im gleichen Jahr begann für mich das Studium der Zahnmedizin an der Humboldt- Universität Berlin.

Nach 3 1/2 Semestern erfolgte der Überwechsel zur Freien Universität Berlin mit der Fortsetzung des Studiums.

Im Frühjahr 1962 wurde die zahnärztliche Vorprüfung und im Februar 1965 das zahnärztliche Staatsexamen abgelegt.

Seit dem 1. April 1965 bin ich als Assistent in einer freien Praxis tätig.

